

DIE ANWENDUNGSMÖGLICHKEIT DER
BALLISTOKARDIOGRAPHIE IN DER
KREISLAUFFUNKTIONSDIAGNOSTIK
(V_s —Bestimmung im Tagesgang, nach
Ergometerbelastung und bei
Nikotinstress)

Helmut Vogel

1972

Aus dem Institut für die Prophylaxe der
Kreislaufkrankheiten der Universität München

Direktor: Prof. Dr. G. Schimert

Die Anwendungsmöglichkeit der Ballistokardiographie
in der Kreislauffunktionsdiagnostik

(V_s -Bestimmung im Tagesgang, nach Ergometerbelastung
und bei Nikotinstress)

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Helmut Vogel
aus Geretsried

1972

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. G. Schimert

Mitberichterstatter: Prof. Dr. H. W. Kirchhoff

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 27.6.1972



DISSERTATIONS— UND FOTODRUCK FRANK oHG
8 München 2, Gabelsbergerstraße 15, Tel. 2 8 0 9 0 9 0

Inhaltsangabe

	Seite
I. Einleitung	1
Methoden zur V_s - und V_m -Bestimmung	
II. Prinzip und historische Entwicklung der Ballistokardiographie	4
III. Der Ballistokardiograph am Flugmedizinischen Institut	7
1. Beschreibung des Gerätes	7
2. Eichung	10
3. Anwendung	10
4. Die quantitative Auswertung der Ballistokardiogramme	12
IV. Durchführung der Untersuchungen	18
1. Versuchsreihen	18
Tagesrhythmus - Belastung am Fahrrad-ergometer - Nikotinstress	
2. Untersuchungsgut der einzelnen Versuchsreihen	18
3. Verwendete Geräte	19
4. Methodik der Untersuchungen	20
5. Auswertung der Versuchsreihen	22
V. Ergebnisse	25
A. Tagesrhythmus	25
B. Belastung am Fahrradergometer	34
C. Nikotinversuch	39
D. Vergleich Ergometer Belastung - Nikotinstress	45
VI. Diskussion	47
VII. Zusammenfassung	55
VIII. Literatur	58

I. Einleitung

Es ist ein wesentlicher Nachteil, daß bei Routine-Kreislaufuntersuchungen nur Pulsfrequenz, Blutdruck und Atemgrößen gemessen werden, jedoch Schlag- oder Minutenvolumen des Herzens sowie die Herzleistung aufgrund der bisher recht komplizierten Meßmethoden kaum, oder nicht mitbestimmt werden können. Diese Tatsache ist beinahe vergleichbar mit der Prüfung über Leistung und Treibstoffverbrauch eines Kraftwagenmotors, dessen Drehzahl und Zylinderdruck zwar bekannt, über dessen Zylinderinhalt und Leistung von vornherein nichts ausgesagt werden kann. Da die direkte Messung des Herzschlagvolumens - durch Einbringen einer Stromuhr in die Aorta - nur im Tierversuch möglich ist, muß zur Schlagvolumenbestimmung beim Menschen auf indirekte Methoden ausgewichen werden.

Die physiologischen Methoden nach FICK, BORNSTEIN, GROLLMANN (nach Rein - Schneider (43)) und die Injektionsmethoden nach STEWART (51) und HAMILTON (15) dürfen - zusammen mit ihren Modifikationen - zu den gebräuchlichsten zählen. Die Ergebnisse anderer Methoden hinsichtlich ihrer Genauigkeit und Zuverlässigkeit werden meistens an den Werten obengenannter Verfahren gemessen. Neben der reflektorischen Veränderung der Kreislaufgrößen und der dadurch verfälschten Ergebnisse, durch Entnahme des venösen Blutes aus dem rechten Vorhof oder Ventrikel (FICK), bzw. durch Injektion eines Indikators (STEWART, HAMILTON) lassen sich die Auswirkungen des emotionellen Faktors noch nicht quantitativ erfassen.

PECH und PORSTMANN (40) erzielten mit der Angiokardiographie in einem Vergleich verschiedener Berechnungsmethoden mit dem FICKSCHEN Prinzip befriedigende Ergebnisse. Sie führen, wie auch PEIPER (42) als negativ an: den erheblichen methodischen Aufwand, die Belastung des Patien-

ten / Probanden durch Katheterisierung und Strahlung, die Veränderung der Hämodynamik durch schnelle unter hohem Druck erfolgende Injektionen eines pharmakologisch nicht indifferenten, hypertonen Kontrastmittels. Diese Methode dürfte also nur größeren Kliniken mit leistungsfähigen röntgenologischen Abteilungen vorbehalten bleiben.

Von den physikalischen Methoden zur Herzzeitvolumenbestimmung erlaubt das Amplitudenfrequenzprodukt nach ERLANGER und HOOKER (12) in Abänderung von LILJESTRAND und ZANDER (32) nur eine grobe Schätzung des Herzminutenvolumens. Eine wesentliche Verbesserung brachten die sphymographischen Methoden nach BROEMSER - RANKE (5) und WEZLER - BÖGER (53).

Beide Methoden sollten nach NEUMANN - BOEDER (36) nicht zur Ermittlung von Absolutwerten angewandt werden. Sie sind aber sehr geeignet, Richtungstendenzen und relative Änderungen anzuzeigen. Darüber hinaus ermöglichen sie Angaben über wichtige und wertvolle Einzelgrößen des Kreislaufs, wie Pulswellengeschwindigkeit, elastischen Gesamtwiderstand, peripheren Widerstand und die Herzdynamik nach BLUMBERGER (4).

Die Ballistokardiographie, deren Anfänge auf GORDON (14) und seine Untersuchungen zurückgehen, liefert seit den grundlegenden Arbeiten von STARR (50) befriedigende Ergebnisse. Die aufgezeichneten Kurven ermöglichen aber nicht nur die Berechnung des Schlagvolumens, sondern gestatten auch, bei charakteristischen Veränderungen, Aussagen über Herzdynamik und Herzfehler.

Obwohl mit dieser Methode das Schlag- und Herzzeitvolumen ähnlich genau bestimmt werden können, wie mit den vorher genannten Verfahren, ist die Diskussion um ihre quantitative Auswertung und qualitative Anwendung noch nicht abgeschlossen.

Die Vorteile der Ballistokardiographie sind:

1. Geringer methodischer Aufwand und einfache Handhabung des Gerätes.
2. Der Patient / Proband wird durch die Meßmethode nicht belastet (keine Injektion, keine Strahlenbelastung, kein Eingriff).
3. Die Hämodynamik wird durch das Verfahren selbst nicht beeinflußt (keine reflektorische Änderung der Kreislaufgrößen).
4. Das Volumen eines einzelnen Herzschlages kann berechnet werden (= hohes Auflösungsvermögen).
5. Die Messungen können fortlaufend erfolgen bzw. beliebig oft wiederholt werden.

Eine Einschränkung in der Anwendung erfährt die Ballistokardiographie bei Tachykardie (über 150 Schlg/min), unruhigen Kleinkindern, Patienten mit Tremor und extrem Adipösen.

Die Anwendungsmöglichkeit der Ballistokardiographie in der Kreislauffunktionsdiagnostik unter der speziellen Problemstellung der Messung des Herzschlagvolumens soll in dieser Arbeit geprüft werden.

II. Prinzip und historische Entwicklung

Das Prinzip der Ballistokardiographie kann an folgendem einfachen Experiment verstanden werden: steht eine Person locker und aufrecht auf einer normal empfindlichen Badewaage, so sind pulssynchrone Zeigerausschläge zu beobachten - eine Folge der durch die Herzaktionen auf den Körper und von dort auf die Waage ausgeübten Kraftimpulse. Stellt sich dieselbe Person nach körperlicher Anstrengung auf die Waage, so werden die Zeigerausschläge größer. Die Erklärung dafür ist das erhöhte Schlagvolumen des Herzens und die auf die Waage ausgeübten größeren Kraftamplituden.

Die erste Aufzeichnung einer solchen pulssynchronen Körperbewegung gelang GORDON 1877 (14). Der Proband lag auf einer Platte, die an vier Seilen von der Decke hing. Ein Hebelsystem übertrug die Bewegungen der Platte auf eine rußgeschwärzte Drehtrommel.

In der Folgezeit arbeitete eine Anzahl von Wissenschaftlern an der Verbesserung der ballistokardiographischen Methoden, deren Ergebnisse STARR und NOORDERGRAAF (49) zusammengetragen haben. STARR führte für diese Untersuchungsmethoden die Bezeichnung **B A L L I S T O K A R D I O - G R A P H I E** ein. Seine 1939 (50) veröffentlichte Arbeit gab den Anstoß zu weiteren Untersuchungen. STARRs erster Tisch glich im Prinzip dem von HENDERSON (18). Eine dünne, an vier Seilen aufgehängte Holzplatte konnte in longitudinaler Richtung schwingen. Aufgezeichnet wurden Verlagerungen der Platte. Während der Registrierung durften die Probanden nicht atmen - eine Forderung, die Gesunde gut erfüllten, der aber Kranke nicht immer nachkommen konnten. Dieses Problem wurde mittels steifer Federn, die der Tischauslenkung entgegenwirkten und so die Eigenfrequenz des schwingenden Systems weit über die der Herzfrequenz und der Frequenz eines lebenden Körpers auf dem

Tisch verlagern, mechanisch gelöst. Bei STARRs Tisch lag die Eigenfrequenz um 13 Hz; die Frequenz des lebenden Körpers auf dem Tisch bestimmte er mit 5,76 Hz. Der Nachbau dieses Tisches durch die Industrie leitete die Ära der hochfrequenten Ballistokardiographie ein.

Die ballistokardiographischen Systeme werden heute in folgende Grundtypen unterteilt:

1. d i r e k t e s Verfahren nach DOCK, TAUBMANN, MANDELBAUM (10, 11)
2. i n d i r e k t e s Verfahren
 - a. hochfrequent nach STARR
 - b. niederfrequent nach NICKERSON und CURTIS
 - c. ultraniederfrequent nach GORDON, HENDERSON u.a. (STARR (49))

Beim direkten Verfahren liegt der Proband auf einem unbeweglichen Tisch, und die durch die Herzaktionen verursachten Körperbewegungen werden unmittelbar am Körper (Schienbein oder Kopf) abgenommen.

Beim indirekten Verfahren liegt der Proband auf einem Tisch, der bei jeder Herzaktion in Schwingung gerät. Die Abnahme der Bewegung erfolgt nicht direkt am Körper, sondern am beweglichen Tisch.

Als hoch-, bzw. nieder-, bzw. ultraniederfrequent werden Systeme bezeichnet, deren Eigenfrequenz deutlich über der Herzfrequenz und der Frequenz des lebenden Körpers auf dem Tisch liegt, bzw. deren Resonanzschwingung etwa mit der Herzfrequenz zusammenfällt, bzw. deren Eigenschwingung unter 0,5 Hz liegt.

Die Bewegung des Körpers bzw. des Tisches kann als

1. Verlagerung (Elongation oder Displacement)

2. Geschwindigkeit (Velocity)
3. Beschleunigung (Acceleration)

registriert werden.

Nach STARR (49) gibt die Beschleunigungsmessung die beste Auskunft über die Leistung des Herzens. Er vergleicht das Herz mit dem Motor eines Autos: Kilometerzähler und Geschwindigkeitsmesser messen zwei Aspekte seiner Leistung. Ein Beschleunigungsmesser kann die Änderung der Geschwindigkeit anzeigen. Je nach der gestellten Frage wird eines der drei Instrumente die beste Auskunft geben.

Welches der Instrumente könnte zum Beispiel die Schwäche des Motors - etwa bei Ausfall eines Zylinders - am deutlichsten anzeigen? Der Kilometerzähler nicht, denn das Auto könnte noch beliebig weit gefahren werden; der Geschwindigkeitsmesser nur bedingt, denn auf guter, ebener Straße könnte das Auto auch noch schnell fahren. Aber der Beschleunigungsmesser würde die Schwäche des Autos sofort entdecken, denn mit einem nichtarbeitenden Zylinder könnte das Auto nur langsam anfahren, und es würde lange dauern bis es seine Höchstgeschwindigkeit erreicht hätte.

STARR fand bei Modell- und Leichenversuchen seine Annahme bestätigt: Beschleunigungs- oder Kraftmessung geben die beste Auskunft über den Leistungsstand des Herzens.

III. Der Ballistokardiograph am Flugmedizinischen Institut der Luftwaffe

1. Beschreibung des Gerätes

Ausgehend von der Tatsache, daß sich die mechanischen Herzaktionen am besten über Druck- oder Beschleunigungsgeber messen lassen, wurde am Flugmedizinischen Institut der Luftwaffe in Fürstenfeldbruck ein Gerät zur Direktmessung der von der Herzaktion hervorgerufenen Kräfte konstruiert (BURKHART (7)). Die Messung der Kraftkomponenten hat den Vorteil, daß die bewegte Masse gemäß dem 3. Newtonschen Gesetz im Resultat enthalten ist. Wird nur die Beschleunigung registriert, so muß die Masse erst noch bestimmt werden.

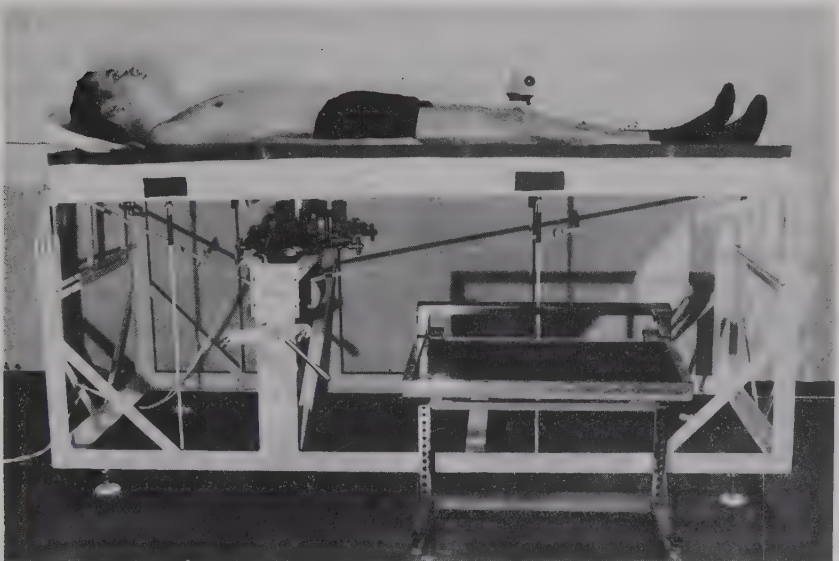


Abb. 1

Um einen möglichst guten Kontakt zwischen Körper und BKG-Tisch zu gewährleisten und die Relativbewegungen des Körpers zur Unterlage zu verringern, wurde das Bett aus Polyestermasse den Rückenkonturen eines normalgroßen Mannes nachgeformt. (Abb. 1)

Das Bett wiegt zusammen mit der später genannten Kunststoffscheibe 27 kg. Es wird von vier Stäben mit Hartmetallspitzen getragen, und ein Eisenrahmen hält es, stark gedämpft, in einer labilen Position. Seine Bewegung, das heißt, die ihm bei jeder Herzaktion über den Körper aufgezwungene Kraft, wird über eine Kunststoffscheibe, die am Bettrahmen befestigt ist, auf zwei Piezoquarze (Knalldruckgeber) in Längs- und Querrichtung übertragen. Die Piezoquarze fixieren gleichzeitig das Konturenbett und wandeln die mechanischen Kräfte in piezoelektrische Spannungen um. Die Verwendung druckempfindlicher Sensoren ergab sich aus der Überlegung, daß sich die Herzaktion primär in Kraftkomponenten äußert, und deshalb auch Kräfte (oder Beschleunigungen) gemessen werden sollten. Die Registrierung von Impulsen (= Masse mal Geschwindigkeit), etwa mit Induktionsspulen oder von Wegstrecken, würde die einfache oder doppelte Zeitintegration des Primärvorganges bedeuten.

Die Schwingungsdifferentialgleichung für mechanische oder elektrische Oszillation gilt auch für den BKG-Tisch. Die Gleichung setzt sich aus vier Doppelgliedern zusammen, die den Beschleunigungs-, Geschwindigkeits- und Auslenkungsanteil von eigener und aufgeprägter Bewegung bedeuten. Da das BKG-Bett durch die Piezoquarze fixiert wird, können theoretisch Geschwindigkeits- und Auslenkungsanteile vernachlässigt werden; auch die Eigenresonanz müßte gegen Null gehen. In der Praxis ist das jedoch nicht der Fall, weil Bettrahmen und Kunststoffscheibe nicht so fest zwischen den Piezoquarzen angebracht werden können. So hat der hier verwendete Ballistokardiograph bei einer Belastung

von 80 kg eine Eigenfrequenz von 12,8 Hz in der Längsrichtung und von 9 Hz in der Querrichtung. Damit liegen die Resonanzfrequenzen ähnlich wie bei dem von STARR beschriebenen Tisch und außerhalb der Frequenzen des lebenden Körpers auf dem Tisch.

Der von BURKHART entwickelte Tisch entspricht aufgrund der genannten Merkmale im wesentlichen den vom Ausschuß für Ballistokardiographische Terminologie (SCARBOROUGH und TALBOT (44)) erarbeiteten Empfehlungen für hochfrequente Ballistokardiographen (Typ STARR).

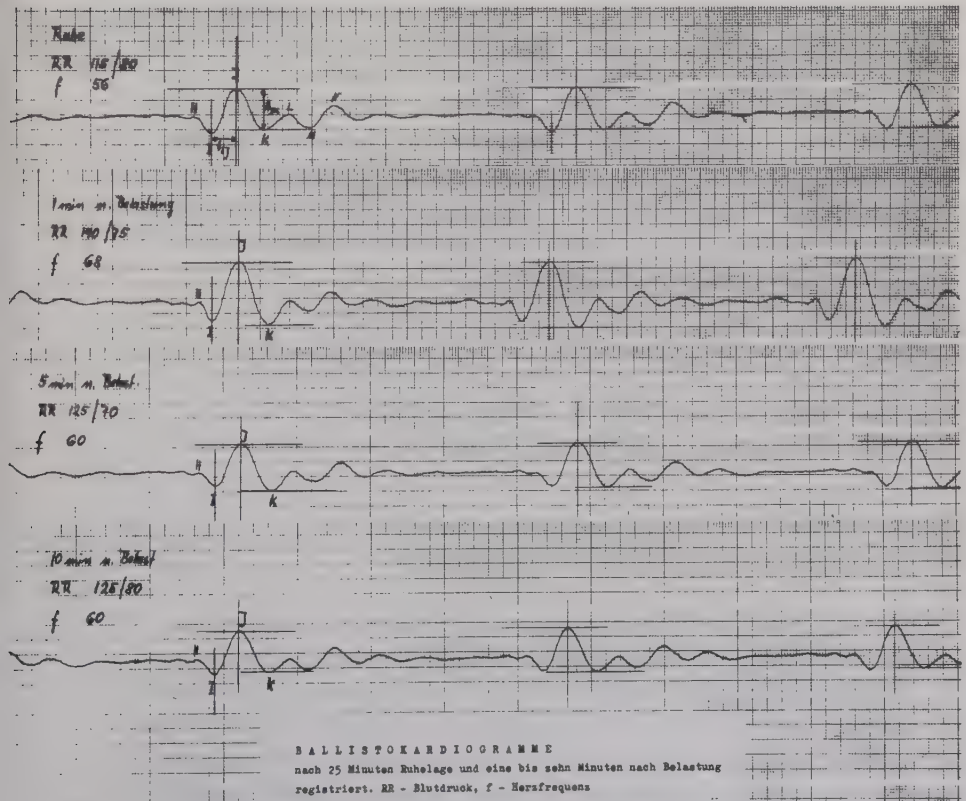


Abb. 2

Abb. 2 zeigt Ballistokardiogramme, die mit diesem Gerät in Ruhe und eine Minute, fünf und zehn Minuten nach Belastung am Fahrradergometer registriert wurden. (Papiergeschwindigkeit 100 mm/sec).

2. Die Eichung

Die Eichung des Tisches wird mit einem Exzenter durchgeführt. Das Exzentergewicht beträgt 50,2 g. Mit Bleisäcken wird die Last auf dem Konturenbett stufenweise von 44 kg auf 100 kg erhöht und dabei für das jeweils angenommene Probandengewicht der entsprechende Eichwert bestimmt. Die Zentrifugalkraft der einmal in Drehung versetzten Exzenterzscheibe verringert sich allmählich durch Reibung; entsprechend werden die Amplituden der Eichkurven kleiner.

Bedeutet G (pond) das Exzentergewicht, r den Abstand des Exzentergewichtes vom Drehpunkt und w die Drehfrequenz, so ist die Zentrifugalkraft

$$Z \text{ (dyn)} = G \cdot r \cdot w^2 .$$

Und wenn A die Amplituden der Registrierung bedeuten, folgt für den Eichwert E in dyn pro mm Auslenkung $= \frac{Z}{A}$

3. Anwendung des Ballistokardiographen

Mit dem entwickelten horizontalen Ballistokardiographen werden am Flugmedizinischen Institut Messungen durchgeführt, die sowohl qualitativ wie auch quantitativ ausgewertet werden sollen. In qualitativer Hinsicht ist dabei an das Auffinden beziehungsweise die Manifestation von Herz-Kreislauf-Fehlern aller Art gedacht. BROWN und Mitarbeiter (6) haben für die qualitative Auswertung des

Ballistokardiogramms entsprechend dem jeweiligen Schädigungsgrad ein Schema nach fünf Kurvenbildern (normaler Verlauf bis zu völlig abnormen, kaum zu identifizierenden Komplexen) ausgearbeitet.

Daneben wird auch die Langzeitbeobachtung eines begrenzten Personenkreises, etwa des fliegenden Personals, erwogen. Als Ergänzung zu den bisher üblichen Untersuchungsmethoden könnte die Anwendung der Ballistokardiographie gerade bei Personen, deren kardiovaskuläres System extremen Anforderungen ausgesetzt ist, einen festen Platz finden.

4. Die quantitative Auswertung der Ballistokardiogramme

Die quantitative Auswertung der Ballistokardiogramme ~~er~~ ermöglicht die Bestimmung von Herzschlag- und Minutenvolumen und der Herzleistung. Zur Berechnung des Schlagvolumens wurden Formeln von STARR und Mitarbeitern, NICKERSON und CURTIS, KLENSCH und Mitarbeitern, RÖDENBECK und VAN BRUMMELEN entwickelt und von anderen Autoren modifiziert (alle zitiert nach STARR und NOORDERGRAAF (49)).

BURKHART (8) versuchte die Starrsche Formel zur Schlagvolumenbestimmung theoretisch-physikalisch abzuleiten:

$$1.) \quad f \cdot K_{\text{Tisch}} = \frac{d}{dt} (m \cdot v) = \underbrace{\frac{m \partial v}{\partial t}}_{-K_C} + \underbrace{v \frac{\partial m}{\partial t}}_{K_B}$$

$$1a.) \quad K_C = -f V_S \frac{\partial v}{\partial t} \quad \text{mit } m = f V_S$$

$$1b.) \quad K_B = f v_p \frac{\partial V_S}{\partial t}$$

Vergleich: Herzarbeit_{total}

$$\text{Druck-Vol.-Arb.: } p \cdot V_S = \int_0^x K_C dx$$

$$\text{Beschl. Arbeit: } \frac{f V_S}{2} v_B^2 = \int_0^x K_B dx$$

$$2.) \quad \frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{f} \frac{dp}{dx} \quad \text{oder mit } v_p = dx/dt$$

$$2a.) \quad \frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{1}{f v_p} \cdot \frac{dp}{dt}$$

eingesetzt in 1a.) gibt:

$$3.) \quad K_C = \frac{V_S}{v_p} \cdot \frac{dp}{dt} \quad (\text{mit 1b.})$$

$$4.) \quad K_B K_C = f V_S \frac{dV_S}{dt} \cdot \frac{dp}{dt} \quad \text{oder}$$

$$4a.) \quad \frac{d}{dt} (V_S)^2 / 2 \cdot \frac{dp}{dt} = \frac{K_B K_C}{f}$$

$$5.) \quad V_S^2 = \frac{2}{f \int_{p_D}^{p_S} dp} \int_0^{t_I} K_C dt \int_{t_I}^{t_J} K_B dt$$

$$6.) \quad V_S = \sqrt{\frac{2}{f \Delta p}} \cdot \sqrt{K_C \Delta t_{IJ} \cdot K_B \Delta t_{IJ}}$$

nach Einsetzen von f , p (mm) in $\frac{\text{dyn}}{\text{cm}^2}$.

K_B und K_C in A_B und $A_C \times E$,
wo E der Eichwert dyn/mV ist, (Δt in sec).

$$7.) \quad V_S (\text{ml}) = 3,76 \cdot 10^{-2} \cdot E \cdot \sqrt{\frac{A_B \cdot \Delta t_{IJ} \cdot A_C \cdot \Delta t_{IJ}}{\Delta p (\text{mmHg})}}$$

Formel nach I. STARR:

$$V_S = a \sqrt{2 \text{area I} + \text{area J} \sqrt{C}}$$

f = Übertr. Faktor

f = Blutdicke (1,06 gr)

V_S = Herzschlagvolumen

v_p = Pulswellengeschwindigkeit

p_S = Psystolisch

p_D = Pdiastolisch

Die Abbildung 3 soll das Verständnis für die von der Herzaktion abhängige und vom Ballistokardiographen aufgezeichnete Kurve erleichtern.

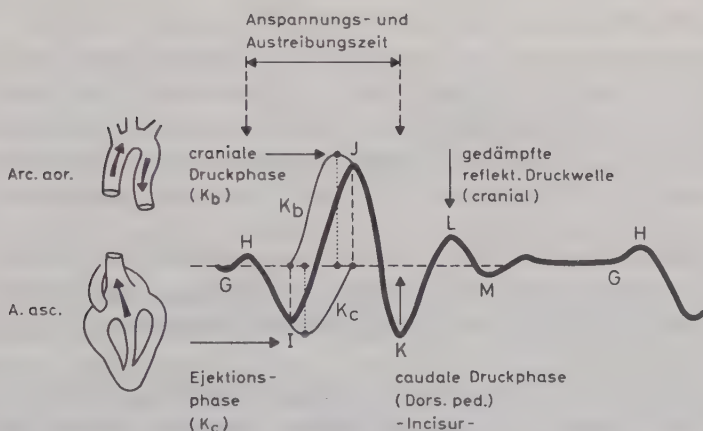


Abb. 3

Die Benennung der Wellenspitzen erfolgt nach den Empfehlungen des schon erwähnten Ausschusses für Ballistokardiographische Terminologie (SCARBOROUGH und TALBOT (44)). Die G-Welle kommt präsysstolisch vor, H, I, J und K werden als systolischer Komplex zusammengefaßt; L, M, N, O und eventuell weitere kleine Wellen fallen in die Diastole. Unter Ausnutzung von EKG, Phono-, Apexkardiogramm und anderen Untersuchungsmöglichkeiten und durch Modellversuche mit künstlichen Herzen und noch körperwarmen Leichen ⁺) wird ihre Entstehung zu erklären ver-

⁺) Im US-Staat Pennsylvania darf die Nekropsie unmittelbar nach dem Tode, mit Einverständnis der nächsten Angehörigen des Verstorbenen, durchgeführt werden. STARR (49)

sucht (STARR (49)). Die H-Welle wird nach HAMILTON (17) und NITSCHKOFF (38) durch den Herzspitzenstoß hervorgerufen, bedingt durch die isometrische Kontraktion des Herzmuskels. Das zeitliche Zusammenfallen mit dem Spitzen-schlag und dem ersten Herzton wird erwähnt.

NOORDERGRAAF (39) nimmt die Vorhofskontraktion als Entstehungsursache an. Da aber auch bei Vorhofflimmern eine H-Welle beobachtet werden konnte, dürften nach LAAS und SCHENETTEN (31), KAZMEIER und SCHILD (20) sowohl der Herzspitzenstoß als auch die Vorhofkontraktion zur Entstehung der H-Welle des normalen Ballistokardiogramms beitragen.

Als Ursache der I-Welle wird die, entsprechend der kopfwärts bewegten Blutsäule während der Systole, fußwärts gerichtete Komponente des Herzrückstoßes angenommen.

Die J-Welle ist nach neuerer Meinung durch die Fortleitung der Pulswelle in den Aortenbogen bedingt. STARR (49) nimmt an, daß der IJ-Ausschlag dem Schlagvolumen annähernd proportional ist.

Als Entstehungsgrund der K-Welle wird die Reflexion der Druckwelle durch den arteriellen peripheren Widerstand in den Beinen diskutiert. BURKHART (9) fand eine signifikante Übereinstimmung zwischen K-Welle und dem Maximum der Druckwelle in der Arteria dorsalis pedis. KAZMEIER und SCHILD (20) sind der Meinung, daß die K-Welle ihre Form vorwiegend den Strömungsverhältnissen in der Aorta verdankt.

Da die im diastolischen Teil der Herzaktion liegenden Wellen eines normalen Ballistokardiogramms für die quantitative Auswertung (Schlagvolumenbestimmung) unbedeutend sind, soll auf sie nicht näher eingegangen werden.

Nach neueren amerikanischen Untersuchungen ist die HI-Zeit identisch mit der Ejektionszeit. Aufgrund seiner Untersuchungen am künstlichen Herzen vertritt BURKHART (9) dieselbe Meinung. Die IJ-Halb-Amplitude deutet er als cranial gerichtete Druckwelle, deren Energie in der Größenordnung des primären Stoßes liegt.

Rein theoretisch kann, wie Abb. 3 zeigt, der HIJK-Komplex als von zwei um 90° verschobenen Halbwellen mit den Halbperioden der HI- bzw. IJ-Zeit zusammengesetzt gedacht werden. Die Superposition der beiden Halbwellen ergibt die aufgezeichnete Wellenform von H über I nach J, wobei H und K durch die Überlagerung keine Veränderung erfahren.

Aus dieser Überlegung heraus und unter Anwendung der Druckgradientengleichung des nach der Zeit partiell differenzierten Impulssatzes entstand die obige Formel zur Schlagvolumenbestimmung, die der empirisch gefundenen Schlagvolumenformel von STARR recht ähnlich sieht.

Bemerkenswert ist, daß mit dieser Formel bei Ruhemessungen auf Anhieb Schlagvolumenwerte errechnet werden konnten, die gut in der physiologischen Streubreite lagen.

Bei der Berechnung der Schlagvolumina nach zwanzig-minütiger Belastung am Fahrradergometer konnte aber entgegen den Erwartungen keine deutliche Steigerung des Volumens eines einzelnen Herzschlages festgestellt werden. In den wenigsten Fällen war eine Minute nach Belastung eine ganz geringe Zunahme des Schlagvolumens zu beobachten, häufiger jedoch eine deutliche Abnahme. Daß dennoch das Herzzeitvolumen im Vergleich zum Ruhewert leicht gestiegen war, lag an den erhöhten Schlagfrequenzen. Weitere Messungen bis zwanzig Minuten nach Belastung brachten ein Ansteigen des Schlagvolumens bis zum Ruhewert und mit dem Abfall der Herzfrequenz auch eine Verringerung des unmittelbar nach Belastung leicht erhöhten Herzzeitvolumens.

Die Ursache dieser offensichtlichen Falschinformation bei Belastung des Herz-Kreislauf-Systems liegt wohl in dem aufgezeichneten und nach dieser Formel ausgewerteten Ballistokardiogramm selbst. Auf Belastung antwortet der gesunde Organismus nicht nur mit einer Zunahme der Herzfrequenz, sondern auch des Schlagvolumens. Und das erhöhte Schlagvolumen läßt auch eine Erhöhung der Teilamplituden des systolischen Komplexes im Ballistokardiogramm erwarten. Die HI-Amplitude erfüllte diese Erwartungen nicht. In der Regel trat eine Verkleinerung der HI-Amplitude wie auch der HI-Zeit auf. Die Verminderung der HI-Amplitude, deren Entstehung aufgrund der Versuche mit einem künstlichen Herzen (STARR (49)) mit der Ejektion des linken Ventrikelinhaltes identisch ist, kann nur darauf zurückgeführt werden, daß die erste Druckwelle durch einen Gegeneffekt reduziert wird. Man könnte dieses Geschehen mit dem Vorgang bei einem Jet vergleichen, dessen Vortrieb, bei gleichzeitig gebremstem Düsenstrahl am Ende der Schubdüse, vermindert wäre. Scheinbar tritt nach Belastung eine dermaßen erhöhte Ejektion auf, daß die reactio im Herzen schon beginnt, wenn die actio noch anhält. Die I-Amplitude erwies sich in dieser Formel als unauswertbar.

Es wird daher nur die J-Amplitude in der Formel für V_s in der Weise betrachtet, daß aus der Produktwurzel zweier BKG-Amplituden bzw. zweier Zeitamplituden nur eine Kraftamplitude und nur eine Zeitgröße hervorgehen, die miteinander multipliziert werden. Dimensionsgemäß geht, wie auch bei der ursprünglichen Formel, ein Volumen hervor. Als J-Amplitude wurde die halbe JK-Amplitude verwendet. Der K-Punkt liegt außerhalb des Überlagerungsbereiches der beiden Halbwellen I und J und erscheint deshalb brauchbarer als der I-Punkt. Die Nullbasis ist danach viel sicherer zu fixieren, als wenn diese bei $\frac{IJ}{2}$ gesucht werden würde.

Die Formel erfuhr eine weitere Abwandlung. Im Nenner unter der Wurzel wurde die Druckamplitude Δp durch den mittleren Blutdruck $RR_m = P_D + \frac{1}{3} (P_S - P_D)$ ersetzt. Nach GAUER (13) liegt beim peripher gemessenen Puls der mittlere Druck mehr in Höhe des unteren Drittels der Druckamplitude. Aus der ursprünglichen Formel von BURKHART zur Berechnung des Schlagvolumens aus dem Ballistokardiogramm wurde nun

$$V_s = 3,76 \cdot 10^{-2} \cdot \frac{\frac{A_{JK}}{2} \cdot t_{IJ} \cdot E}{\sqrt{RR_m}} \quad (\text{ml})$$

Dabei ist $3,76 \cdot 10^{-2}$ eine Konstante aus spez. Gewicht des Blutes (1,06) und der Umrechnung von mm Hg in dyn/ cm².

RR_m = dem diastolischen Druck plus $\frac{1}{3}$ der Blutdruckamplitude

$\frac{A_{JK}}{2}$ = der halben Druckamplitude JK

t_{IJ} = der Zeit von I nach J

E = der Eichwert in $\frac{\text{dyn}}{\text{mm}}$

Die Leistung der linken Herzkammer in Watt läßt sich nun aus den gemessenen Größen - Schlagvolumen, Herzfrequenz und mittlerem Blutdruck - leicht berechnen. Denn Volumen (V_s) mal Druck (RR_m) gibt dimensionsgemäß eine Arbeit. Diese mit der Herzfrequenz pro Sekunde multipliziert ergibt die Leistung in Watt:

$$L = 2,2 \cdot 10^{-3} \cdot \text{Minutenvolumen} \cdot RR_m \quad (\text{Watt})$$

IV. Durchführung der Untersuchungen

1. Versuchsreihen

Es wurden drei Versuchsreihen durchgeführt und dabei Blutdruck und Herzfrequenz gemessen, sowie das Ballistokardiogramm registriert:

- a. Der Tagesrhythmus des Schlag- und Minutenvolumens und der Herzleistung
- b. Die quantitative Veränderung der obigen Kreislaufgrößen nach Belastung am Fahrradergometer
- c. Die Bestimmung des Einflusses von Nikotin auf diese Kreislaufgrößen

Aus den gemessenen Größen - Blutdruck, Herzfrequenz und Ballistokardiogramm - wurden nach den angegebenen Formeln der mittlere Blutdruck, das Schlagvolumen, das Herzzeitvolumen und die Herzleistung bestimmt.

2. Untersuchungsgut

Untersucht wurden männliche Probanden im Alter von 18 bis 31 Jahren, die entweder ihren Wehrdienst oder eine Wehrübung ableisteten. Aufgrund anamnestischer und auskultatorischer Voruntersuchungen konnten bei keinem der Probanden Hinweise auf Herz-Kreislaufschäden festgestellt werden. Eine Unterteilung der Versuchspersonen in Altersgruppen erfolgte nicht. Den einzelnen Versuchsreihen unterzogen sich:

- a. Tagesrhythmus: 12 Probanden im Alter von 20 - 22 Jahren (Mittel: 21,1 Jahre). Ihre Tätigkeit im Wachdienst ließ sie für diesen Versuch besonders geeignet erscheinen. Keinem der Probanden fiel es schwer, nachts aufzustehen und auf dem BKG-Bett wieder in einen schlafähnlichen Zustand zu fallen.

- b. Belastung am Fahrradergometer: 53 Probanden im Alter von 18 - 31 Jahren (Mittel 22 Jahre). In diesem Kollektiv waren 31 Nichtraucher, 11 mäßige Raucher (bis zu 10 Zigaretten/Tag) und 11 Probanden, die ca. 20 Zigaretten/Tag rauchten. Nach eigenen Angaben betrieben 46 von ihnen Sport (Fußball, Handball, Tennis, Schwimmen, Leichtathletik, Rudern); davon 35 mit regelmäßigem Training in einem Verein; 7 Versuchspersonen betrieben keinen Sport.
- c. Nikotin - Versuch: 19 Probanden im Alter von 20 - 31 Jahren (Mittel 22,8 Jahre), davon 8 Nichtraucher und 11 Raucher - 3 von ihnen rauchten nur 2 - 3 Zigaretten oder eine Pfeife pro Tag, die übrigen hatten einen Zigarettenverbrauch von 20/Tag.

Ein Teil der Probanden beteiligte sich an allen drei Versuchsreihen; einige standen für mehrere Versuche in einer Reihe zur Verfügung.

3. Verwendete Geräte

Der Ballistokardiograph wurde bereits ausführlich beschrieben.

Die Piezoquarze (Knalldruckgeber) erforderten spezielle Vorverstärker; es wurde der Typ 4204 der Fa. Dr. Ing. Paul E. Klein, Elektronik, verwendet. Der Hauptverstärker war ein Gerät der Fa. Fritz Hellige, Typ 8610.

Die Ballistokardiogramme zeichnete der helcoscriptor Typ He - 86 t der Fa. Fritz Hellige auf. Die Belastung der Probanden erfolgte mit einem Fahrradergometer der Fa. Albert Dargatz vom Typ 633.

4. Methodik der Untersuchungen

Die Versuchspersonen sollten am Abend vor den Messungen nicht übermäßig geraucht oder Alkohol genossen und nachts 7 - 8 Stunden geschlafen haben. Es war untersagt, zum Frühstück oder drei Stunden vor den Messungen Bohnenkaffee, Coca-Cola, Alkohol oder sonstige anregende bzw. dämpfende Mittel zu genießen; außerdem durfte 1 1/2 Stunden vor Versuchsbeginn nicht mehr geraucht werden. Die Messungen begannen frühestens 1 1/2 Stunden nach den Mahlzeiten. Die Probanden sollten ausgeruht sein und in Sportkleidung erscheinen.

Die Messungen wurden in einem hellen, gut gelüfteten Kellerraum durchgeführt. Die Raumtemperatur betrug gewöhnlich 20° C, bei den nächtlichen Messungen (Tagesrhythmus) wurde sie auf 22 - 23° C erhöht. Durch Sonneneinstrahlung stieg die Temperatur gelegentlich auch bis 24° C an.

Vor Beginn der Messungen konnten sich die Versuchspersonen entweder liegend oder bequem sitzend vom Anmarschweg erholen. Während dieser Zeit wurden sie mit dem Versuchsablauf vertraut gemacht und es wurden zwei bis drei Blutdruckmessungen und Herzfrequenzbestimmungen zur Gewöhnung durchgeführt. Da die Registrierung der Ballistokardiogramme bei angehaltenem Atem in normaler, zwangloser Expirationslage erfolgte, wurde dies in der Ruhepause geübt.

Die Aufzeichnung der Ballistokardiogramme in Ruhe geschah in Abständen von fünf Minuten, nachdem die vorhergehenden Messungen von Blutdruck und Herzfrequenz nur noch geringe Schwankungen zeigten. Zur Bestimmung der Ruhewerte des liegenden Probanden wurden durchschnittlich 30 Minuten benötigt.

Die Herzfrequenz wurde am Radialispuls gezählt ⁺⁾ ; der Blutdruck nach der Methode von Riva - Rocci und Korotkoff am linken Arm bestimmt. Diese allgemeinen Verfahrensweisen wurden durch spezielle bei den einzelnen Versuchsreihen ergänzt:

- a. Der Tagesrhythmus wurde in dreistündigen Intervallen, beginnend um 9 Uhr (+ 30 Minuten) gemessen. Dabei standen in 3 mal 24 Stunden je 2 Probanden und in 2 mal 24 Stunden je 3 Probanden zur Verfügung. Soweit es die Zeit zwischen den Messungen erlaubte, nahmen sie an den beiden anderen Versuchsreihen teil. Zu den nächtlichen Messungen mußten die Versuchspersonen nur vom Hochparterre in den Keller gehen. Der Kellerraum war möglichst dunkel, und es wurde nur das Nötigste gesprochen um die Probanden in einem schlafähnlichen Zustand zu halten. Die benötigte Zeit pro Proband konnte auf 15 - 20 Minuten verkürzt werden.

Die Probanden frühstückten um 6³⁰ Uhr, das Mittagessen nahmen sie nach der 12⁰⁰ Uhr-Messung und das Abendessen um 16³⁰ Uhr ein. Die Bettruhe begann nach der Messung um 21⁰⁰ Uhr und dauerte bis zur Messung um 6⁰⁰ Uhr, mit Unterbrechungen um 24⁰⁰ Uhr und 3⁰⁰ Uhr.

- b. Die Belastung am Fahrradergometer betrug 100 Watt über 20 Minuten bei 60 U/min. In den Vorversuchen stellte sich diese Geschwindigkeit gegenüber der geringeren von 40 U/min als günstiger heraus, da sie einen flüssigeren Bewegungsablauf ermöglichte. Diese Versuchsreihe wurde unter gleichen Bedingungen in zwei Teilen (Juli/August,

⁺⁾ Bei der Auswertung der Vorversuche erwies es sich als ungünstig, die Herzfrequenzen den Ballistokardiogrammen zu entnehmen, da bei angehaltenem Atem die Schlagfrequenz der meisten Probanden geringer war als bei normaler Atmung. (Differenzen von + 20% zur Frequenz bei normaler Atmung konnten beobachtet werden.)

September/Okttober) durchgeführt. Im zweiten Teil wurden während der Belastung zusätzlich 5, 10, 15 und 19 Minuten nach Beginn Blutdruck und Herzfrequenz gemessen, um steady-state-Werte zu erhalten. Nach der Belastung legte sich der Proband auf das BKG-Bett, Blutdruck und Herzfrequenz wurden bestimmt, dann - eine Minute nach der Belastung - das Ballistokardiogramm registriert und anschließend erneut die Herzfrequenz ausgezählt. Der Mittelwert dieser beiden Frequenzen ergab den Frequenzwert zur Zeit der BKG-Schreibung. Weitere Messungen wurden 5, 10, 15 und 20 Minuten nach der Belastung durchgeführt.

- c. Beim Nikotinversuch rauchten die Probanden nach der Ruhewertbestimmung eine filterlose Zigarette mit 22 Zügen in 6 Minuten zu $\frac{3}{4}$ auf. Der Rauch wurde dabei inhaliert. Nach dem 16. Zug wurden der Blutdruck und die Herzfrequenz bestimmt; fünf Minuten nach Rauchbeginn wurde das Ballistokardiogramm registriert. Weitere Messungen erfolgten 11, 16 und 21 Minuten nach Rauchbeginn. Während der Versuche wurde der Raum gut durchlüftet, um ein "Mittrauchen" möglichst zu vermeiden.

Auf synchrone Aufzeichnung von EKG, Phono- oder Apexkardiogramm konnte verzichtet werden, da die Ballistokardiogramme nur zur Schlagvolumenbestimmung ausgewertet wurden.

5. Auswertung der Versuchsreihen

Nach der modifizierten BURKHART'schen Formel wurde das Volumen jedes registrierten Herzschlages bestimmt. Aus fünf Herzaktionen wurde der Mittelwert einer Messung gebildet. Drei Einzelmessungen in 5-Minuten-Abständen ergaben den Ruhe-Mittelwert.

Ausgewertet wurde nur die Kraftkomponente der Herzaktion in Körperlängsrichtung (y -Achse), die in Querrichtung (x -Achse) (44) wirkende Komponente fand keine Berücksichtigung. Aus V_s konnte durch Multiplikation mit der Herzfrequenz das Herzzeitvolumen und daraus über den mittleren Blutdruck die Leistung des linken Ventrikels in Watt berechnet werden. Um Fehler, die den absoluten Werten konstant anhaften, weitgehend zu eliminieren, wurden die Änderungen der Kreislaufgrößen (Blutdruck, Herzfrequenz, Schlag- und Minutenvolumen sowie Herzleistung) von den Ruhewerten zu den nachfolgenden Meßwerten bestimmt.

Die einzelnen Versuchsreihen wurden folgendermaßen ausgewertet:

A. Tagesrhythmus

- a. Absolutwerte von RR_m , f , V_s , V_m und L .
- b. Tagesgang dieser Kreislaufgrößen (Prozentuale Abweichung vom Mittelwert aus allen Messungen).
- c. Vergleich von f und V_s des einzelnen Probanden.

B. Belastung am Fahrradergometer

- a. Der zeitliche Abfall von RR_m , P , f , V_s , V_m und L nach Belastung.
- b. Änderung der Kreislaufgrößen und Abfall nach Belastung zu verschiedenen Tageszeiten.

C. Nikotin-Versuch

- a. Richtungsänderung der Kreislaufgrößen beim Rauchen.
- b. Änderung von RR_m , P , f , V_s , V_m und L in Abhängigkeit zur Zeit nach Rauchbeginn (alle Raucher).

- c. Vergleich zwischen Rauchern und Nichtrauchern.
- d. Änderung der Kreislaufgrößen beim Rauchen zu verschiedenen Tageszeiten.

D. Vergleich zwischen Ergometerbelastung und
Nikotinstress

V. Ergebnisse

A. Tagesrhythmus

a. Absolutwerte von RR_m , f , V_s , V_m und L .

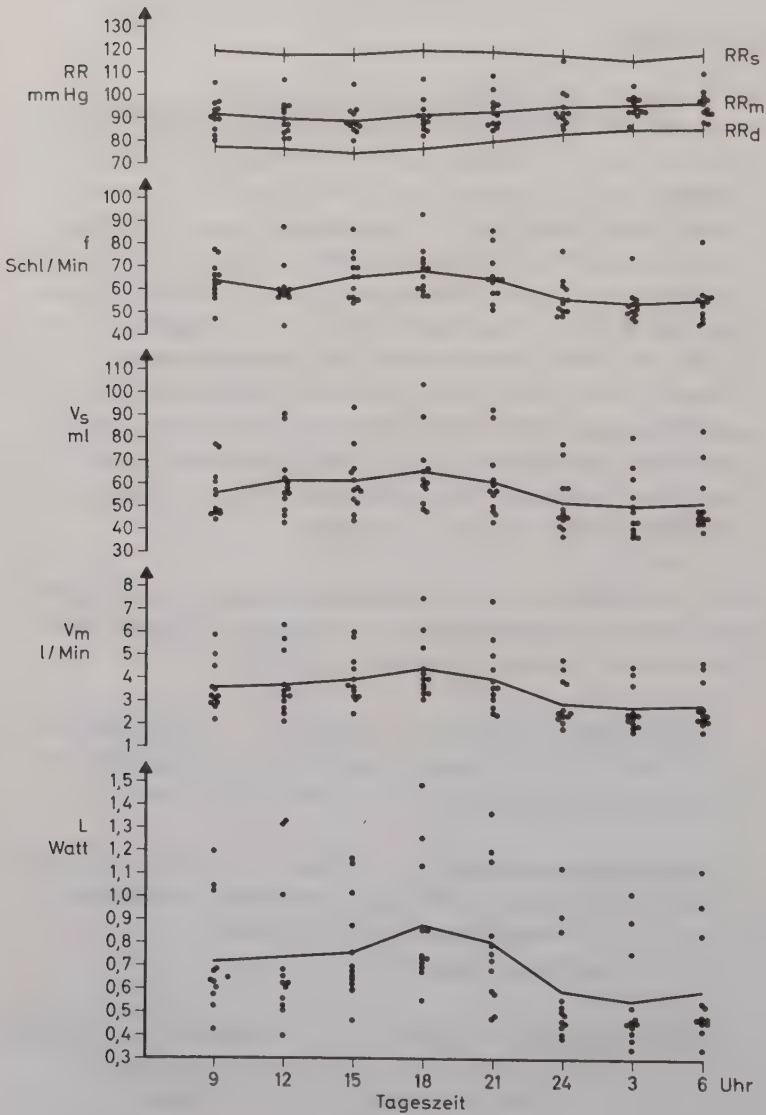
Abb. 4 zeigt gemessene und berechnete Absolutwerte des mittleren Blutdrucks, der Herzfrequenz, des Schlag- und Minutenvolumens und der Herzleistung. Dabei gibt jeder Punkt den Meßwert eines Probanden wider; die durchgehenden Linien verbinden die Mittelwerte aus allen Messungen zur in der Abszisse angegebenen Zeit. Beim systolischen und diastolischen Blutdruck ist nur der Mittelwert eingezeichnet. Proband (W.W.) liegt mit dem mittleren Blutdruck, der Frequenz und der Herzleistung verhältnismäßig hoch über dem Durchschnitt. Die Probanden (P.W.) und (P.G.) zeigen dieses Verhalten beim Schlag- und Minutenvolumen und der Leistung.

Die Berechnung der Standardabweichungen (46) von den Mittelwerten des gesamten Kollektivs - absolut und in Prozent - zeigt folgendes (Tabelle 1):

- mittlerer Blutdruck: kleinster ± 1 S-Bereich um 3⁰⁰ Uhr mit $\pm 4,8$ mm Hg bzw. $\pm 5\%$ und größter Bereich mit $\pm 8,4$ mm Hg bzw. 9% um 24⁰⁰ Uhr.
- Frequenz: kleinster ± 1 S-Bereich um 3⁰⁰ Uhr, sowohl absolut ± 7 Schl/min, wie auch prozentual $\pm 13\%$; größter Bereich um 12⁰⁰ Uhr mit $\pm 10,6$ Schl/min bzw. 18% .
- Schlagvolumen: kleinster ± 1 S-Bereich um 9⁰⁰ Uhr mit $\pm 11,2$ ml bzw. 20% und größter Bereich mit $\pm 16,1$ ml (18⁰⁰ Uhr) bzw. 27% um 3⁰⁰ Uhr.

Die absoluten Werte von RR_m , f , V_s , V_m und L im Tagesgang

Jeder Punkt bedeutet die Messung eines Probanden zur angegebenen Zeit
Die durchgezogenen Linien stellen die Mittelwerte dar



Die prozentuale Standardabweichung von den nächtlichen Mittelwerten (21⁰⁰ bis 6⁰⁰ Uhr) ist mit 25% bis 27% etwas höher als bei den Mittelwerten der Messungen von 9⁰⁰ bis 18⁰⁰ Uhr (20 - 25%).

- Minutenvolumen: kleinste absolute Abweichung mit $\pm 0,94$ l/min um 3⁰⁰ Uhr, prozentuale mit 28% um 15⁰⁰ Uhr, größter Bereich mit $\pm 1,47$ l/min bzw. 37% um 21⁰⁰. Auch hier liegt der nächtliche prozentuale Streubereich (33 - 37%) etwas über dem des Tages (28 - 36%).

- Leistung: kleinste absolute Abweichung mit $\pm 0,21$ Watt um 3⁰⁰ Uhr, prozentuale mit 30% um 15⁰⁰ Uhr; größter Bereich mit $\pm 0,30$ Watt um 12⁰⁰ Uhr bzw. 40% um 12⁰⁰ Uhr, 24⁰⁰ Uhr und 6⁰⁰ Uhr.

Die prozentuale Standardabweichung liegt nachts (36 - 40%) wiederum über der des Tages (30 - 40%).

Die Blutdruckamplitude zeigt von 9⁰⁰ bis 18⁰⁰ Uhr nur ganz geringe Schwankungen (41 - 43 mm Hg), während sie ab 21⁰⁰ Uhr deutlich kleiner wird (39 mm Hg) und um 3⁰⁰ Uhr ihren geringsten Wert mit 30 mm Hg erreicht.

Frequenz, Schlag- und Minutenvolumen und Leistung lassen einen gleichartigen Verlauf erkennen: Anstieg während des Tages bis zur Messung um 18⁰⁰ Uhr und nach 21⁰⁰ Uhr rascher Abfall bis 24⁰⁰ Uhr, danach noch geringer Abfall bis 3⁰⁰ Uhr, um bis 6⁰⁰ Uhr etwa wieder den 24⁰⁰-Uhr-Wert zu erreichen. Geringe Schwankungen in diesem gleichmäßigen Kurvenverlauf sind bei der Frequenz um 12⁰⁰ Uhr - kleiner als 9⁰⁰ Uhr bzw. 15⁰⁰ Uhr - und beim Schlagvolumen um 15⁰⁰ Uhr - etwa gleich dem von 12⁰⁰ Uhr - zu beobachten.

b. Tagesgang der Kreislaufgrößen

Abb. 5 zeigt den 24-Stunden-Rhythmus der Kreislaufgrößen als prozentuale Abweichung vom Gesamtmittelwert. Der Mittelwert aus allen Messungen aller Probanden wird dabei gleich 100% gesetzt. Darauf wird das Mittel der 12 Probanden zur jeweiligen Meßzeit bezogen.

Die größte positive Abweichung vom Mittel zeigen Blutdruckamplitude P , f , V_s , V_m und L um 18⁰⁰ Uhr mit 113%, 112%, 114%, 125% und 124%, während um 3⁰⁰ Uhr mit 79%, 88%, 88%, 76% und 79% die größte negative Abweichung festgestellt werden kann. Zwischen 22⁰⁰ und 22³⁰ Uhr schneiden die Kurven dieser fünf Kreislaufgrößen die 100%-Ordinate von Plus nach Minus und zwischen 8⁰⁰ und 9⁰⁰ Uhr, mit Ausnahme von V_s (ca. um 10⁰⁰ Uhr), in umgekehrter Richtung. Etwa spiegelbildlich mit wesentlich geringerer Amplitude verhält sich RR_m ; um 15⁰⁰ Uhr mit 97% geringster und um 6⁰⁰ Uhr mit 104% höchster Wert.

Die Frequenz und das Schlagvolumen zeigen - außer bei den Messungen um 9⁰⁰ Uhr und 12⁰⁰ Uhr - fast gleiche prozentuale Abweichungen vom Mittelwert. V_m und L lassen dieses Verhalten bei allen Messungen erkennen.

Die größten Änderungen der Parameter, mit Ausnahme von RR_m , sind zwischen 21⁰⁰ Uhr und 24⁰⁰ Uhr (Abnahme) und zwischen 6⁰⁰ Uhr und 9⁰⁰ Uhr (Zunahme) zu erkennen. Nur V_s zeigt zwischen 9⁰⁰ Uhr und 12⁰⁰ Uhr den größten Anstieg. Blutdruckamplitude, Frequenz, Schlag- und Minutenvolumen und Herzleistung zeigen also jeweils zwischen 3 bis 6 Stunden nach ihrem Maximum die größte Ab- bzw. Zunahme.

Tagesrhythmus der prozentualen Abweichung des Blutdrucks (RR_m), der Blutdruckamplitude (P), der Herzfrequenz (f), des Schlagvolumens (V_s), des Herzminutenvolumens (V_m), und der Herzleistung (L) vom Mittelwert (= 100 %) aus allen Messungen

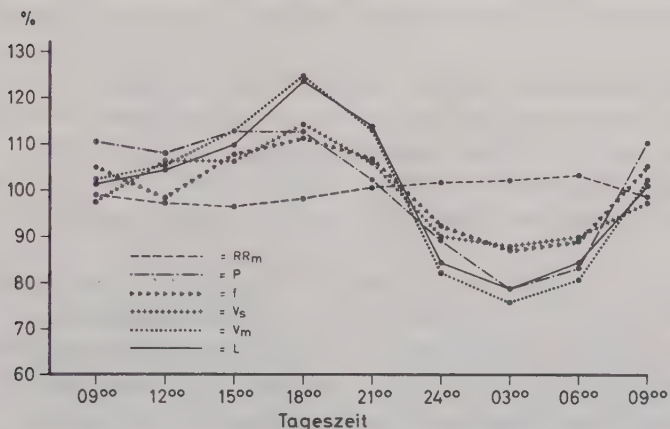


Abb. 5

c. Vergleich von f und V_s

Eine Betrachtung der Änderung von Frequenz und Schlagvolumen von einer Messung zur nächstfolgenden zeigt bei insgesamt 96 Möglichkeiten (12 Probanden mit je 8 Messungen; jede Messung das Mittel aus drei Einzelmessungen)

- in 64 Fällen gleichsinnige (34 positive = zunehmend und 30 negative = abnehmend) und
- in 32 Fällen gegensinnige (eine Größe nimmt ab, die andere zu) Richtung.

Davon fallen neunmal (von 24 Möglichkeiten) die größten Änderungen der Frequenz und des Schlagvolumens in gleicher Richtung zusammen. Größte gegensinnige Frequenz- und Schlagvolumenänderung von einer Messung zur nächstfolgenden ist bei diesem Kollektiv nicht zu finden.

Die wesentlich größere Anzahl gleichsinnig gerichteter Veränderungen von Frequenz und Schlagvolumen von einer Messung zur nächstfolgenden unter Ruhebedingungen spricht gegen die Annahme, daß f -Erhöhung mit V_s -Verkleinerung und umgekehrt gekoppelt sein könnte.

Tabelle 1 gibt in der Spalte "Mittelwert" das Mittel von RR_m , f , V_s , V_m und L aus den 8 Messungen der 24-stündigen Gesamtmeßzeit einer Versuchsperson (VP) an. In den Zeilen ist die prozentuale Abweichung der jeweiligen Messung der betreffenden VP vom eigenen Mittelwert angegeben. Es kann festgestellt werden, daß bei 96 Messungen (12 VP mal 8 Messungen)

- in 72 Fällen f und V_s in gleicher Richtung (+ oder -) und
- in 24 Fällen in gegensinniger Richtung (f positiv und V_s negativ bzw. umgekehrt)

vom Mittelwert des betreffenden Probanden abweichen. Es sind außerdem der ± 1 S-Bereich der Mittelwerte und der mittlere prozentuale statistische Fehler angegeben.

Tabelle 1 gibt die prozentuale Abweichung von RR_m , f , V_s , V_m und L der Messungen einer Versuchsperson (VP) vom Mittel aller ihrer Messungen an. Dazu die Gesamt-Mittelwerte (GSM) aller 12 VP, die prozentuale Abweichung vom Gesamtmittel, den $\pm 1S$ -Bereich und den mittleren prozentualen statistischen Fehler.

Mittelwert einer VP

9⁰⁰

12⁰⁰

VP	RR _m ⁺	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L
S.H.	93	57,1	50	2,85	0,59	+3,5	+5	-6	-1	+2	-1	+1,5	+11	+13	+12
B.F.	95	58,3	49	2,84	0,60	-2,5	+9,5	-1,5	+8,5	+5	-2	-0,5	-13	-13,5	-15
G.H.	83,3	52,3	58,8	3,12	0,58	-4,5	+7	+6	+12	+5	-3,5	-6,5	-10	-4,5	-8,5
P.W.	93,8	65,1	83,9	5,48	1,13	-2,5	+18	-9	+8	+6	+1,5	-7,5	+7,5	+15	+17
L.W.	90	61,1	48,8	3,00	0,60	-0,5	+1,5	-2,5	-1,5	-3,5	-1,5	-6,5	+13,5	+6,5	-5
P.G.	88,8	64,3	81,5	5,26	1,03	+5	+2,5	-7	-5	+0	-2,5	-8,5	+8,5	-0,5	-2
D.S.	93	50,4	52,6	2,68	0,55	-4,5	-6,5	-11,5	-18	-21,5	-7	-12,5	-8,5	-20,5	-27
L.H.	86,7	53,4	47,2	2,57	0,49	-2,5	+18	+21	+41	+39	-4	+10,5	+22,5	+32	+28,5
W.J.	86,2	57	51,4	2,94	0,56	-5	+16	-14	-0,5	-5,5	-6,5	+2	+17	+18	+10,5
W.W.	107	82	59	4,82	1,14	-2	-7	+1	-6,5	-8	-1	+6	+11	+17,5	+17
J.F.	88,8	63	54,6	3,48	0,68	+1	-8	+1	-8	-6	-5,5	-5	+13,5	+6,5	+1,5
R.G.	93,5	62	45,7	2,85	0,59	+3,5	+11,5	+1,5	+12	+17	+1	-8	+1	-7	-5
GSM der VP	91,5	60,5	56,8	3,50	0,71	90,7	63,7	55,5	3,58	0,72	89,3	59,7	60,4	3,70	0,74
prozent. Abweichung vom GSM (%Ab)						-1	+5,3	-2,5	+2,5	+1,5	-2,5	-1,5	+6,5	+5,5	+4,5
$\pm 1S$ -Bereich ($\pm 1S$)						6,8	8,3	11,2	1,05	0,24	7,6	10,6	14,7	1,33	0,30
mittl.proz.statist.Fehler (%stF)						7,5	13	20	29	32	8,5	18	24	36	40

⁺Dimensionen: RR_m in mmHg; f in Schl./min; V_s in ml; V_m in l/min; L in Watt.

Tabelle 1 Fortsetzung 1

15 ⁰⁰										18 ⁰⁰										21 ⁰⁰									
VP	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L									
S.H.	-1,5	-2	+14	+11,5	+8,5	-2,5	+3,5	+19	+22	+19	-6	+10	-0,5	+11	+2														
B.F.	-3	+11,5	+8	+21,5	+16,5	-2	+11,5	+32	+48	+43	+7	+11,5	+12,5	+25,5	+33														
G.H.	-4,5	+3	+12,5	+14,5	+8,5	+4	+9	+18,5	+26,5	+29	+0,5	+11	+16	+25,5	+26														
P.W.	-6,5	+17,5	-8,5	+6	+3,5	-3,5	+12	+22,5	+36	+32	-2,5	-1,5	+6	+4	+2,5														
L.W.	-3,5	+13	+18	+32	+26,5	-1,5	+24,5	+0	+22,5	+20	+6	+15	-11,5	-8	-1,5														
P.G.	-2,5	+1	+14	+14	+12	-5	+7	+9	+16	+11	-4,5	+26	+12	+40	+33														
D.S.	-6	+9	+7,5	+15,5	+9	+5	+13	+14,5	+27	+34,5	+2	+15	+7,5	+22,5	+25,5														
L.H.	-1,5	+5	-6,5	-4	-4	-6	+12,5	+8,5	+19,5	+14	+0,5	-4,5	+2	-3,5	-2														
W.J.	-2	+5	+18,5	+24,5	+21,5	-2,5	+7	+28	+35	+32	+5	-7	-9,5	-16,5	-12,5														
W.W.	-3	+5	-12,5	-8	-10,5	-1	+12	-1,5	+11	+10,5	+0,5	+4	+1	+4,5	+5														
J.F.	-5,5	+16	+19	+36	+29,5	-1,5	+12,5	+13	+26,5	+26,5	-2,5	+12,5	+12,5	+25,5	+23,5														
R.G.	+0	+11,5	+1	+12	+12	-3	+11,5	+5,5	+17,5	+15	+0,5	+3	+24	+27	+29														
Gsm der VP	88,5	65,3	60,6	3,96	0,78	90,1	67,4	64,9	4,37	0,88	92,1	64,7	60,5	3,97	0,81														
%Ab	-3,5	+8	+6,5	+13	+10	-1,5	+11,5	+14	+25	+24	+1	+7	+6,5	+13	+14														
+1S	6,2	9,8	13,6	1,09	0,23	6,8	10,1	16,1	1,31	0,28	7,3	10,2	15,5	1,47	0,29														
%stF	7	15	22	28	30	7,5	15	25	30	32	8	16	26	37	36														

Tabelle 1. Fortsetzung 2

24 ⁰⁰										3 ⁰⁰					6 ⁰⁰				
VP	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L	RR _m	f	V _s	V _m	L				
S.H.	-2	-4	-5	-9	-10	+5	-7,5	-19,5	-25,5	-22	+6	-7,5	-14	-21	-17				
B.F.	+5	-14	-25,5	-35,5	-31,5	-3,5	-14	-21,5	-32	-35	+0,5	-16	-8,5	-21,5	-21,5				
G.H.	+1	-4,5	-17,5	-22,5	-22,5	+0,5	-10	-8	-19	-19	+5	-10	-18,5	-28	-26				
P.W.	+6	-17	-13	-28	-24	+3	-18,5	-5	-23,5	-20,5	+4	-17	-1	-18	-14				
L.W.	-1,5	-10	-9	-19,5	-21,5	+0,5	-20	-2	-22	-21,5	+2	-6,5	-6	-9,5	-8,5				
P.G.	-4	-2	-5,5	-8	-10,5	+4,5	-13	-19	-29	-26	+9	-14,5	-12,5	-25	-18,5				
D.S.	-2	-4,5	+9,5	+3,5	+2	+4,5	-3	-5	-9,5	-3,5	+7,5	-10,5	-14	-21	-14,5				
L.H.	+1	-10	-8	-18,5	-18,5	+6	-14	-21,5	-34	-28,5	+5	-17,5	-17,5	-33,5	-28,5				
W.J.	+4,5	-10,5	-11,5	-21,5	-18	+6,5	-10,5	-15,5	-25	-19,5	+0,5	-2	-13	-14,5	-14,5				
W.W.	+8	-7	-1,5	-8,5	-1	-4	-11	+4,5	-6,5	-10,5	+1,5	-2,5	-1	-3	-1,5				
J.F.	+5,5	-3	-25,5	-29	-25	+3,5	-12,5	-20,5	-32,5	-29	+4,5	-12,5	-12	-24	-20,5				
R.G.	-2,5	-3	-9,5	-13,5	-15	+4	-16	-19	-32	-29	-3	-9,5	-10,5	-15,5	-18,5				
Gsm der VP	93,2	56	51,1	2,88	0,60	93,7	52,8	50	2,66	0,56	94,7	54,2	51,2	2,83	0,60				
%Ab	+2	-7,5	-10	-17,5	-15,5	+2,5	-12,5	-12	-24	-21	+3,5	-10,5	-10	-19	-15,5				
+1S	8,4	8,1	12,8	0,96	0,24	4,8	7,0	13,3	0,94	0,21	6,3	9,3	13,2	0,97	0,24				
%setF	9	14	25	33	40	5	13	27	35	38	6,5	17	26	34	40				

Gsm
der
VP

0,60

0,56

2,66

50

52,8

93,7

0,60

2,88

51,1

56

93,2

0,60

0,21

0,94

13,3

7,0

4,8

0,24

0,96

12,8

8,1

8,4

-15,5

-21

-24

-12

-12,5

+2,5

-15,5

-17,5

-10

-7,5

+2

0,24

0,21

0,94

13,3

9,3

6,3

13,2

8,1

25

14

9

40

38

35

27

13

5

40

33

25

14

9

B. Belastung am Fahrradergometer

a. Der zeitliche Abfall der Kreislaufgrößen nach Belastung

Als Ruhewerte wurden in dieser Versuchsreihe für die Blutdruckamplitude = 43 ± 7 mm Hg, $RR_m = 91 \pm 8,1$ mm Hg, $f = 62 \pm 8,7$ Schl/min, $V_s = 71,4 \pm 18$ ml, $V_m = 4,4 \pm 1,2$ l/min und $L = 0,89 \pm 0,26$ Watt ermittelt. Sie werden gleich 100% gesetzt. Während der Belastung konnten nur RR_m (97,5 mm Hg) und f (108 Schl/min) als steady-state-Werte bestimmt werden. Ballistokardiogramme konnten erst aufgezeichnet werden, nachdem der Proband vom Ergometer abgestiegen war und ruhig auf dem BKG-Tisch lag. Vorausgesetzt, daß das Schlagvolumen während der Belastung im steady-state nicht kleiner und nicht wesentlich größer ist, als das nach einer Minute bestimmte, könnte das Minutenvolumen auch mit dieser Methode annähernd geschätzt werden. Das Produkt aus steady-state-Frequenz und dem Schlagvolumen, eine Minute nach Belastung bestimmt, ergibt ein Herzzeitvolumen von 11,2 l/min = 255% des Ruhewertes.

In Abb. 6 ist der zeitliche Abfall von RR_m , P , f , V_s , V_m und L nach Belastung (20 Minuten 100 Watt bei 60 U/min) dargestellt. Der mittlere Blutdruck im steady-state entspricht dem eine Minute nach Belastung gemessenen, während die Herzfrequenz einen raschen Abfall von 108 Schl/min = 174% im steady-state bis 75 Schl/min = 121% eine Minute nach Belastung zeigt.

Der zeitliche Abfall des mittleren Blutdrucks (RR_m), der Blutdruckamplitude (P), der Pulsfrequenz (f), des Schlag- und Minutenvolumens (V_s und V_m) und der Herzleistung (L), gemessen an 53 männlichen Personen zwischen 19 u. 31 Jahren nach 20-minütiger Belastung bei 100 Watt (60 U/min) am Fahrradergometer

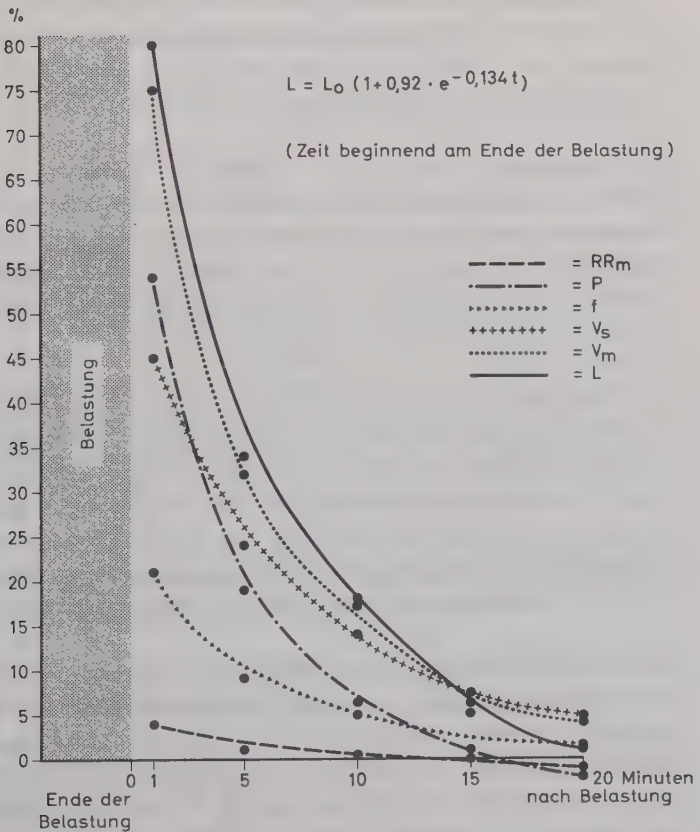


Abb. 6

Das Mittel der Absolutwerte und der ± 1 S-Wert betragen eine Minute nach Belastung für die Blutdruckamplitude = $66 \pm 12,3$ mm Hg, für $RR_m = 94,3 \pm 7,5$ mm Hg, $f = 75 \pm 7,5$ Schl/min, $V_s = 103,5 \pm 25,7$ ml, $V_m = 7,7 \pm 2,5$ l/min und für $L = 1,6 \pm 0,48$ Watt.

Im ± 1 S-Bereich der Mittelwerte in Ruhe und eine Minute nach Belastung liegen 62% - 77%, im ± 2 S-Bereich 92,5% - 100% und im ± 3 S-Bereich bei RR_m eine Minute nach Belastung 98%, bei den anderen Größen immer 100% der Probanden. Damit dürften die Forderungen der statistischen Theorie erfüllt sein.

Der paarweise Vergleich des mittleren Blutdrucks, der Blutdruckamplitude, der Frequenz, des Schlag- und Minutenvolumens und der Herzleistung zeigt von den Ruhewerten zu den Werten eine Minute nach Belastung für RR_m signifikanten, für die anderen Werte hochsignifikanten Unterschied (Erhöhung).

Bei der Mehrzahl der 86 Messungen (53 Probanden) ist eine Minute nach Belastung die prozentuale Veränderung von V_s , bezogen auf die Ruhewerte, größer als die von f . Nur bei 9 Probanden ist die prozentuale Veränderung von f größer als die von V_s . 4 Probanden lassen sich nicht eindeutig einordnen, sie verhalten sich in verschiedenen Versuchen unterschiedlich.

Aus dem abfallenden Kurvenverlauf der Kreislaufgrößen nach Belastung kann auf eine Exponentialfunktion geschlossen werden. Das bedeutet: beim gesunden Organismus erfolgt die Abnahme nach dem Gesetz des proportionalen Wachstums bzw. Zerfalls: $\frac{dy}{dt} = -ky$ (Die Änderung der Größe y in Abhängigkeit zur Zeit ist proportional der ursprünglichen Menge dieser Größe mal einer Konstanten k). Die für die Abnahme der Herzleistung in

der Ruhephase nach Belastung errechnete Funktion ist in Abb. 6 angegeben. Unmittelbar nach Beendigung der Belastung beträgt die Herzleistung 192% des Ruhewertes, nach einer Halbwertszeit von 5,2 Minuten 146%. Ähnliche Funktionen ließen sich auch für RR_m , P , f , V_s und V_m aus den geglätteten Kurven bestimmen.

b. Änderung der Kreislaufgrößen und Abfall nach Belastung zu verschiedenen Tageszeiten

In der Zeit von 8⁰⁰ - 12⁰⁰ Uhr wurden 21 Probanden, von 13⁰⁰ - 17⁰⁰ Uhr 18 Probanden belastet. Dabei kann festgestellt werden, daß

- die Ruhemittelwerte des Nachmittags-Kollektivs gering über denen des Vormittags-Kollektivs liegen;
- die prozentuale Änderung der Werte (f , V_s , V_m , L) im Vergleich zum Ruhewert zu den einzelnen Meßzeiten am Nachmittag höher ist als am Vormittag. (Ausnahme: V_s ist am Nachmittag 15 Minuten nach Belastung etwas geringer als am Vormittag, und 20 Minuten nach Belastung sind beide Prozentwerte gleich groß);
- die Differenzen der prozentualen Änderungen zwischen Vor- und Nachmittag mit wachsendem Abstand zur Belastung geringer werden.

Tabelle 2

Prozentuale Änderung von RR_m , f , V_s , V_m und L nach Belastung (20'/100 W) am Vormittag (V) und am Nachmittag (N).

		RR_m		f		V_s		V_m		L	
		mm	Hg	Schl/min		ml		l/min		Watt	
		V	N	V	N	V	N	V	N	V	N
Ruhe		Als Ausgangswerte jeweils 100% gesetzt									
1'	n B	105	105	112	126	139	145	156	181	163	188
5'	n B	101	101	103	112	122	124	127	136	127	137
10'	n B	99	100	100	107	112	118	113	124	112	122
15'	n B	99	98	97	104	109	106	106	110	105	108
20'	n B	99	99	98	102	104	104	103	105	101	104

C. Nikotinversuch

a. Richtungsänderung der Kreislaufgrößen beim Rauchen

Tabelle 3 zeigt die Richtungsänderung der gemessenen bzw. berechneten Größen ($RR_{\text{sys.}}$, $RR_{\text{diast.}}$, RR_m , P , f , V_s , V_m und L) von der Messung in Ruhe zur Messung fünf Minuten nach Rauchbeginn.

Tabelle 3

	<u>Anstieg</u>			<u>Abfall</u>		
	Gesamt	Raucher	N-Raucher	Gesamt	Raucher	N-Raucher
RR_s	19	11	8	-	-	-
RR_d	18	11	7	1	-	1
RR_m	18	11	7	1	-	1
P	15	8 ⁺	7	1	- ⁺	1
f	19	11	8	-	-	-
V_s	6 ⁺⁺	1 ⁺⁺	5	12 ⁺⁺	9 ⁺⁺	3
V_m	16	9	7	3	2	1
L	19	11	8	-	-	-

⁺ Bei 3 Rauchern bleibt die Blutdruckamplitude unverändert.

⁺⁺ Ein Proband, der in zwei Versuchen einmal mit Anstieg, ein anderes Mal mit Abfall der V_s -Werte reagierte, wurde nicht berücksichtigt.

Alle 19 Probanden zeigen in 24 Versuchen einen Anstieg von:

 systolischem Blutdruck (im Mittel um 12%),
 Herzfrequenz und
 Herzleistung.

Der mittlere Anstieg des diastolischen Blutdrucks beträgt ebenfalls 12%. Nur bei einem Nichtraucher, bei dem der diastolische Wert um 8 mm Hg (= 10%) sinkt und der systolische Blutdruck nur um 2 mm Hg (= 1,5%) steigt, wird auch RR_m etwas kleiner. Bei 16 Probanden steigt in 21 Versuchen das Herzzeitvolumen, nur bei drei von ihnen fällt es leicht ab (bei zwei Rauchern um je 4% und beim Nichtraucher um 2%).

Auffällige Veränderungen lassen sich am Schlagvolumen beobachten: in zwei Versuchen reagiert ein Proband einmal mit einem Anstieg um 14%, ein anderes Mal mit einem Abfall um 15%. Sechs Probanden lassen in 6 Versuchen einen Anstieg (6% bis 35%) erkennen; fünf davon sind Nichtraucher, nur einer ist Raucher. Bei 12 Probanden (16 Versuche) fällt das Schlagvolumen während des Rauchens ab. In dieser Gruppe befinden sich neun Raucher und nur drei Nichtraucher. Daraus kann geschlossen werden, daß

1. Der Anstieg des Herzzeitvolumens vorwiegend durch die erhöhte Frequenz und nur in ganz geringem Maße durch das Schlagvolumen bedingt ist und
2. ein auffallender Unterschied zwischen Rauchern und Nichtrauchern besteht.

Während in der Gruppe der Raucher eindeutig ein Abfall des Schlagvolumens überwiegt, scheint der Nichtraucher auf Nikotinreiz neben der Frequenzsteigerung häufig auch mit einer geringen Zunahme des Schlagvolumens zu reagieren.

b. Änderung der Kreislaufgrößen nach Rauchbeginn

Die Abb. 7 zeigt die prozentuale Änderung der gemessenen bzw. berechneten Kreislaufgrößen in Abhängigkeit zur Zeit nach Rauchbeginn. Die Ruhewerte sind dabei gleich 0 (entspricht 100%) gesetzt.

Änderung des mittleren Blutdrucks (RR_m), der Blutdruckamplitude (P), der Herzfrequenz (f), des Schlagvolumens (V_s), des Herzminutenvolumens (V_m), und der Herzleistung (L) in Abhängigkeit zur Zeit nach Rauchbeginn in %

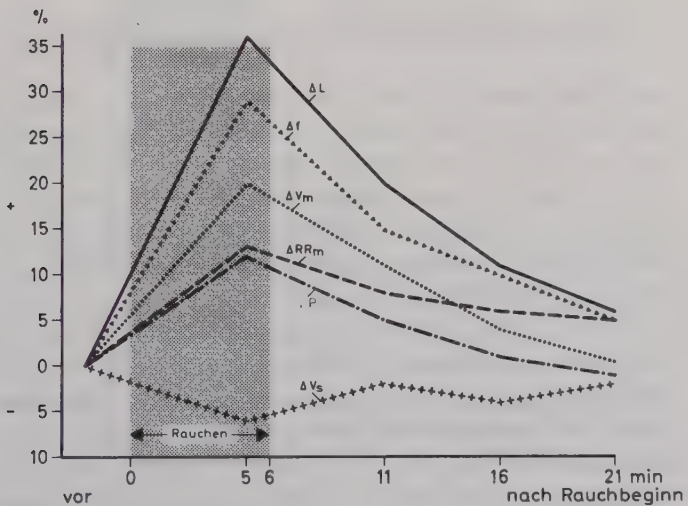


Abb. 7

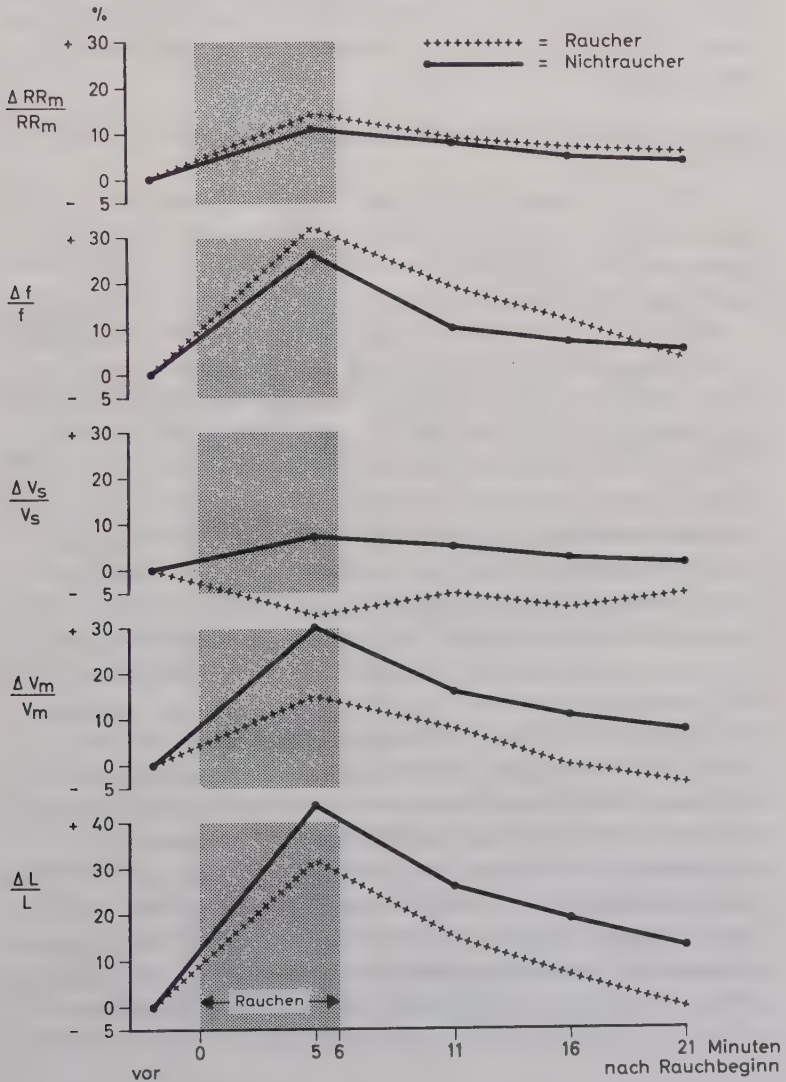
Die letzte Messung erfolgte 15 Minuten nach Beendigung des Rauchens. Wie die graphische Darstellung zeigt, haben die beobachteten Parameter außer der Blutdruck-

amplitude den Ruhewert zu dieser Zeit noch nicht erreicht. Der Verlauf der einzelnen Kurven läßt aber erkennen, daß f , V_s , V_m und L etwa 20 - 25 Minuten nach dem letzten Zug an der Zigarette um den Ruhewert pendeln werden. Der mittlere Blutdruck bildet eine Ausnahme. Er zeigt einen geringeren prozentualen Anstieg während des Rauchens, fällt aber nach dem Rauchen am flachsten zum Ruhewert hin ab und erreicht den Ruhewert wahrscheinlich erst 30 - 45 Minuten nach Beendigung des Rauchens. Die Beeinflussung des Gefäßsystems durch das Nikotin scheint verhältnismäßig lange anzudauern.

c. Vergleich zwischen Rauchern und Nichtrauchern

Wie die Tabelle 3 andeutet, zeigen Raucher und Nichtraucher auf Nikotinreiz unterschiedliche Reaktionen. In Abb. 8 ist das verschiedene Verhalten von RR_m , f , V_s , V_m und L dieser beiden Gruppen in Abhängigkeit zur Zeit prozentual aufgezeichnet. Während die Änderungen des mittleren Blutdrucks keine großen Unterschiede zwischen den beiden Gruppen zeigen, wird bei f , V_s , V_m und L das unterschiedliche Verhalten von Rauchern und Nichtrauchern deutlich. Bei den Nichtrauchern steigt der Mittelwert des Schlagvolumens während des Rauchens und fällt danach langsam zum Ruhewert ab. Bei den Rauchern fällt er aber während des Rauchens und nähert sich nach dem Rauchen weniger kontinuierlich dem Ruhewert. Frequenz, Minutenvolumen und Leistung streben bei den Rauchern früher den Ausgangswerten zu als bei den Nichtrauchern. Wird die Änderung dieser Werte im weiteren Verlauf etwa so angenommen wie bis zur 21. Minute nach Rauchbeginn, dann kann für f , V_m und L bei den Nichtrauchern um die 31. Minute nach Rauchbeginn der Ausgangswert erwartet werden, also etwa 10 Minuten später als bei den Rauchern.

Die relative Änderung des mittleren Blutdrucks (RR_m), der Herzfrequenz (f), des Schlagvolumens (V_s), des Herzminutenvolumens (V_m) und der Herzleistung (L) von Rauchern und Nichtrauchern in Abhängigkeit zur Zeit nach Rauchbeginn



d. Änderung der Kreislaufgrößen beim Rauchen zu verschiedenen Tageszeiten

Tabelle 4 bringt einen Vergleich der prozentualen Änderung von RR_m , f , $\hat{V}_s$, V_m und L vom Ruhewert (= 100%) zum Meßwert fünf Minuten nach Rauchbeginn in Abhängigkeit zur Tageszeit.

Tabelle 4

	RR_m	f	V_s	V_m	L	
Vor 9 ⁰⁰ Uhr (nüchtern)	108	149	85	129	140	(3 Raucher)
9 ⁰⁰ -12 ⁰⁰ Uhr	111	129	99	129	142	(7 Probanden)
	112	124	91	112	125	(5 Raucher)
13 ⁰⁰ -17 ⁰⁰ Uhr	112	129	100	126	143	(6 Probanden)
	116	136	90	118	139	(3 Raucher)
Nach 18 ⁰⁰ Uhr	115	124	92	114	131	(8 Probanden)
	116	125	90	113	132	(5 Raucher)

Der Nüchternmessung unterzogen sich nur drei Raucher. Die Messungen der Nichtraucher wurden wegen ihrer geringen Anzahl nicht aufgeschlüsselt. Es fällt aber auf, daß die Änderungen von f , V_s , V_m und L beim Rauchen in nüchternem Zustand (vor dem Frühstück) größer sind, als zu irgendeiner anderen Tageszeit. Die Raucher zeigen zwischen 9⁰⁰ Uhr und 12⁰⁰ Uhr die geringste Änderung dieser vier Parameter, die etwa der Änderung beim Rauchen nach 18⁰⁰ Uhr entspricht. Die Änderung der aufgeführten Größen ist für alle Probanden (Raucher und Nichtraucher) beim Rauchen zwischen 9⁰⁰ Uhr und 17⁰⁰ Uhr fast gleich groß. Nach 18⁰⁰ Uhr ist beim gesamten Kollektiv die geringste Änderung der Frequenz, des Minutenvolumens und der Herzleistung festzustellen, der mittlere Blutdruck und das Schlagvolumen zeigen aber die größte Änderung.

Wenn auch diese Werte wegen der geringen Anzahl von Probanden nicht als gesichert angesehen werden dürfen, scheinen sie doch die Vermutung zu rechtfertigen, daß die Reaktion des kardiovaskulären Systems auf Drogen (hier Nikotin) einem Tagesgang unterworfen ist.

D. Vergleich zwischen Ergometerbelastung und Nikotinstress

Abb. 9 vergleicht die relativen Änderungen der Blutdruckamplitude, des mittleren Blutdrucks, der Frequenz, des Schlag- und Minutenvolumens und der Leistung zwischen der Messung eine Minute nach Belastung am Fahrradergometer und der Messung 5 Minuten nach Rauchbeginn. Die Ruhe-Blutdruckwerte des Raucherkollektivs sind 119/78 mm Hg und die der Probanden des Belastungsversuchs betragen 120/77 mm Hg. Der relativ hohe Anstieg von RR_m fünf Minuten nach Rauchbeginn ist auf den Anstieg des systolischen und vor allem des diastolischen Druckes zurückzuführen (133/87 mm Hg). Dagegen ist der systolische Druck eine Minute nach Belastung erhöht, der diastolische aber verringert (138/72 mm Hg). Die Blutdruckamplitude beider Kollektive zeigt also deutlich unterschiedliche Veränderungen.

In der Erholungsphase nach Ergometerbelastung ist neben der erhöhten Frequenz das Schlagvolumen der wesentlichere Faktor für das gesteigerte Minutenvolumen. Beim Nikotinversuch ist das erhöhte Minutenvolumen aber eindeutig nur auf Frequenzsteigerung zurückzuführen, da das Schlagvolumen während des Rauchens verringert ist. Die in beiden Fällen gesteigerte Herzleistung wird bei Ergometerbelastung also vorwiegend durch V_g -Erhöhung neben Frequenzanstieg, bei Nikotinbelastung aber durch Frequenz- und Blutdruckanstieg verursacht.

Vergleich der relativen Änderung des Blutdrucks (ΔRR_m), der Blutdruckamplitude (ΔP), der Pulsfrequenz (Δf), des Schlag- und Minutenvolumens (ΔV_s und ΔV_m), sowie der Herzleistung (ΔL) unmittelbar nach dem 20. Zug an einer Zigarette u. 1 Minute nach Radfahren am Ergometer (20 min - 100 Watt)

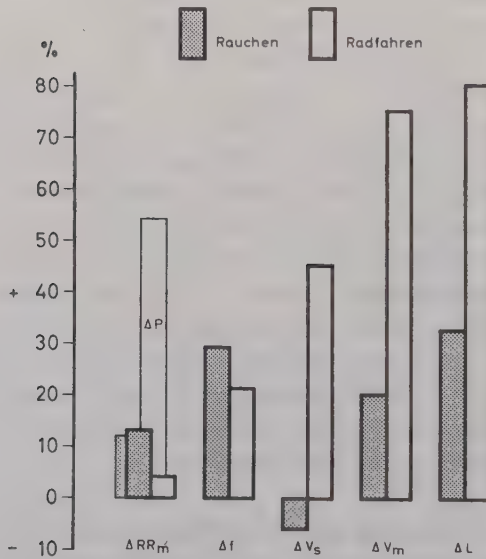


Abb. 9

VI. Diskussion

1. Methode

Das ballistokardiographische Meßverfahren zur Bestimmung der Schlagvolumina hat sich in den hier durchgeführten Versuchsreihen (V_s -Bestimmung im Tagesgang, nach Ergometerbelastung und bei bzw. nach Nikotinstress) mit Probanden im Alter von 18 - 31 Jahren als eine bewährte Methode erwiesen.

Der von BURKHART (7) entwickelte Ballistokardiograph war einfach zu bedienen und arbeitete sehr zuverlässig. Die Probanden wurden durch die Meßmethode nicht belastet (keine Injektion, keine Röntgenstrahlen, kein Eingriff), da nur der Blutdruck (Riva-Rocci) und die Herzfrequenz (Radialispuls) zu bestimmen waren, während die Ballistokardiogramme bei völliger Ruhelage aufgezeichnet wurden. Damit kann eine reflektorische Veränderung der bestimmten Kreislafgrößen, wie sie schon nach einer als Stressor zu bezeichnenden Venenpunktion zu beobachten ist, ausgeschlossen werden. Die in Ruhe ermittelten niedrigen Herzfrequenzen (Gesamtmittel im Tagesgang 60,5; vor Belastung 62 und vor dem Rauchversuch 63 Schl/min) können dafür als Beweis angeführt werden.

Nach Abänderung der von BURKHART (8) abgeleiteten Formel zur Schlagvolumenbestimmung (Seite 12) konnten mit der verwendeten Formel

$$V_s = 3,76 \cdot 10^{-2} \cdot \frac{A_{JK} \cdot t_{IJ} \cdot E}{\sqrt{RR_m}} \quad (ml)$$

die Größen einer Herzaktion so erfaßt und ausgewertet werden, daß nicht nur die in Ruhe bestimmten V_s , sondern

auch die Schlagvolumina nach Belastung im bisher bekannten Streubereich liegen. WEZLER (54) gibt V_s mit ca. 1,0 ml/kg, V_m mit 2,8 - 6,5 l/min an. KÜCHMEISTER (30) nennt das Schlagvolumen mit 67 ml und V_m mit 3,6 - 5 l/min; MELLEROWICZ (33) bringt eine Übersicht, in der die nach verschiedenen Methoden gewonnenen V_s - bzw. V_m -Werte in Ruhe mit 55 - 93 ml bzw. 2,75 - 7,2 l/min angegeben sind. MILLAHN (35) hat als Ruhewerte für Sportler $V_s = 70$ ml und $V_m = 4,5$ l/min, für Nichtsportler $V_s = 73$ ml und $V_m = 5,3$ l/min gefunden.

Die in den eigenen Versuchen ermittelten Ruhewerte liegen für V_s mit 56,8 ml (= Gesamtmittel im Tagesgang), 63 ml (Nikotinversuch) bzw. 71,4 ml (Belastungsversuch) und für V_m mit 3,5 bzw. 3,95 bzw. 4,4 l/min in der unteren Hälfte des Streubereichs. Der Grund für das niedrige Herzzeitvolumen liegt aber nicht nur in der Methode, - (MELLEROWICZ (33), STARR (49)) - sondern auch bei den Herzfrequenzen, die mit 60 - 63 Schl/min im unteren Bereich der in der Literatur angegebenen Streubreite liegen.

In den Vorversuchen wurden auch Ballistokardiogramme älterer Probanden - bis zu 63 Jahren - aufgezeichnet. Die dabei gewonnenen Ergebnisse und Beobachtungen stimmen im wesentlichen mit denen von STARR und HILDRETH (48) überein. Mit zunehmendem Alter nehmen nicht nur die Amplituden ab, sondern es stellen sich auch Formveränderungen als Folge der physiologischen "Herzschwäche" ein. Arteriosklerotische Auflagerungen in der Aorta descendens und den nachfolgenden Arterien verändern außerdem sehr wahrscheinlich die K-Welle nach Form und Tiefe (KAZMEIER und SCHILD (20, 21)), was wiederum eine Veränderung der in der Formel zur V_s -Bestimmung eingesetzten halben Druckamplitude JK zur Folge hat.

Probanden mit auffallend kleiner JK-Amplitude (in der y-Achse) zeigten fast immer erhöhte Amplituden in der Querkomponente (x-Achse). Hierfür kann der Grund in der Lage der Herzachse zur Längsachse des Körpers liegen.

2. Ergebnisse

A. Tagesgang

Seit langem ist bekannt, daß die Funktionen des ruhenden Körpers, unabhängig vom Wachsein und Schlaf, 24-stündigen, rhythmischen Schwankungen unterliegen (MENZEL (34), SOLLBERGER (47)). Ausgeprägte circadiane Rhythmik zeigt das vom Vegetativum beeinflusste, kardiovaskuläre System mit ergotroper Lage am Tage und trophotroper nachts. Während das Verhalten von Blutdruck, Blutdruckamplitude und Pulsfrequenz häufig untersucht wurde und als gesichert gilt, gibt es nur wenige Untersuchungen über den Tagesgang des Schlagvolumens bzw. des Herzzeitvolumens (KROETZ (27,28,29), GROLLMANN und BAUMANN (15), KAISER und MAURATH (19), KLEIN und Mitarbeiter (22,23)). Die Ergebnisse wurden mit der Acetylenmethode (27,28,29), nach der Methode von BROEMSER - RANKE (19) oder dem Amplituden-Frequenz-Produkt (22,23) gefunden.

In Übereinstimmung mit diesen Untersuchungsergebnissen liegt das Minimum von V_s und V_m um 3⁰⁰ Uhr, während das Maximum zeitlich etwas abweichend um 18⁰⁰ Uhr gefunden wurde. Die Erklärung dafür kann unter anderem im Versuchsablauf - (Wachbleiben auch während der nächtlichen Messungen (28,29)) - oder eventuell in der Methode (Beeinflussung des Probanden) zu finden sein. Nach KROETZ (28) setzen morgens die sympathischen Förderungseinflüsse ein und verstärken sich im Laufe des Tages bis gegen 18⁰⁰ Uhr; beim Wachsein erreichen sie kurz vor 24⁰⁰ Uhr noch einen Gipfel. Um Mitternacht gewinnen die

parasympathischen Hemmungseinflüsse im Kreislauf mit sehr plötzlichem Übergang das Übergewicht.

Kann der Proband seinen gewohnten Schlaf-Wach-Rhythmus beibehalten und schon vor Mitternacht schlafen, wird der Phasenwechsel im Kreislauf abgemildert und das Maximum kurz vor Mitternacht entfällt. Die gefundenen Ergebnisse sprechen dafür, daß nach 18⁰⁰ Uhr die sympathischen Einflüsse meist schon leicht abzunehmen beginnen und die parasympathischen zwischen 21⁰⁰ und 24⁰⁰ Uhr das Übergewicht gewinnen. Maximalwerte für V_s , V_m und L sind bei sechs Versuchspersonen (VP) um 18⁰⁰ Uhr, bei je zwei VP um 15⁰⁰ Uhr bzw. 21⁰⁰ Uhr zu finden, bei je einer um 9⁰⁰ Uhr bzw. 12⁰⁰ Uhr; für die Herzfrequenz liegen sie mit je vier VP bei 18⁰⁰ Uhr und 21⁰⁰ Uhr gehäuft, drei VP bei 9⁰⁰ Uhr und einer bei 15⁰⁰ Uhr. Die Minimalwerte häufen sich um 3⁰⁰ Uhr ($f = 8$ VP, $V_s = 5$ VP, $V_m = 7$ VP und $L = 9$ VP) und liegen sonst zu etwa gleichen Teilen um 24⁰⁰ Uhr und 6⁰⁰ Uhr. Nur eine Versuchsperson liegt mit Frequenz und Leistung um 12⁰⁰ Uhr und eine andere mit V_s um 15⁰⁰ Uhr am niedrigsten.

Trotz dieser interindividuellen Phasenverschiebung kann der Kurvenverlauf für f , V_s , V_m und L gemäß den "Schätzwerten für Assoziation in Vierfeldertafeln" (46) nach Auftragen der Abweichungen des einzelnen Probanden vom Gesamtmittel als gesichert angesehen werden. Der paarweise Vergleich der 18⁰⁰ Uhr- und der 3⁰⁰ Uhr-Meßwerte dieser Parameter zeigt signifikanten Unterschied der Mittelwerte. Ob das gefundene monokymatische Verhalten der untersuchten Kreislaufgrößen ausschließlich auf den endogenen biologischen Tagesrhythmus zurückgeführt werden darf, ist aufgrund dieser Untersuchung noch nicht zu entscheiden, da die äußeren Bedingungen zwar hinsichtlich Schlaf, Ernährung usw. konstant gehalten, die Versubhe aber nicht in einer Klimakammer durchgeführt wurden.

Im Bereich der Maximal- bzw. der Minimalwerte der bestimmten Kreislauf ruhewerte fanden KLEIN und Mitarbeiter (22) sowie ASCHOFF und ASCHOFF (3) orthostatische Stabilität bzw. Labilität im Tagesgang der peripheren Kreislaufregulation. Die Leistungsfähigkeit bei submaximaler Belastung zeigt ebenfalls einen Tagesgang mit einem Minimum zwischen 15⁰⁰ und 18⁰⁰ Uhr und einem Maximum zur Zeit des nächtlichen Ruhetiefstwertes (KLEIN (22), VOIGT (52)). Auch bei nur ungenauer Einteilung in Vormittags- und Nachmittagsversuche wird bei Belastung am Fahrradergometer deutlich, daß am Nachmittag die prozentuale Änderung, ausgehend von einem höheren Niveau, höher ist als am Vormittag. Gleiche Beanspruchung (20'/100 W) regt also am Nachmittag zu größerer Erhöhung von f , V_s , V_m und Leistung des linken Ventrikels an als am Vormittag. Die Rückkehr zum Ausgangswert ist am Nachmittag leicht verzögert. Der Unterschied der prozentualen Änderung zwischen Vor- und Nachmittag ist beim Schlagvolumen deutlich geringer als bei der Herzfrequenz. Leistungstests, die nur Blutdruck und Frequenz als Beurteilungskriterien auswerten, müssen demnach zu weiterauseinanderliegenden Ergebnissen kommen, als solche, die auch V_s berücksichtigen. Die eigenen Ergebnisse zeigen 15 Minuten nach Belastung noch einen deutlichen Unterschied der Frequenz, aber kaum einen Unterschied des Schlagvolumens. Die Reaktion des Kreislaufs auf diese submaximale Belastung läßt nicht eindeutig den Schluß zu, daß die Leistungsfähigkeit am Nachmittag geringer ist als am Vormittag. Nur die maximale Belastung könnte zeigen, ob die Leistungsfähigkeit ebenfalls von der Tagesrhythmik des Vegetativums abhängt.

Der circadiane Rhythmus der Kreislauf ruhewerte und die unterschiedliche Reaktion auf Belastung im Tagesgang zeigen aber ganz deutlich, daß es den "Normalwert" nicht gibt. Bei Ruhemessungen und Beurteilung der Leistungsfähigkeit ist der Tagesgang zu berücksichtigen, wobei be-

sonders die Zeiten des Phasenwechsels (6^{00} bis 9^{00} Uhr und 21^{00} bis 24^{00} Uhr) als Untersuchungszeiten ungeeignet erscheinen.

In der therapeutischen Behandlung tritt neben die Frage "Wie?" immer deutlicher die Frage nach dem "Wann?" (ASCHOFF (2)). Auf Nikotineinwirkung reagiert das kardio-vasculäre System zwischen 9^{00} Uhr und 17^{00} Uhr kaum unterschiedlich, läßt aber vor 9^{00} Uhr (bei nüchternem Probanden) und nach 18^{00} Uhr unterschiedliche Beeinflussung der bestimmten Größen erkennen. Dies dürfte ein Hinweis auf die Bedeutung einer tagesperiodisch sinnvollen Medikation sein.

B. Im Belastungsversuch konnte durch die Schlagvolumenbestimmung in der Erholungsphase gezeigt werden, daß der prozentuale Anteil des V_s am erhöhten Herzzeitvolumen ab einer Minute nach Belastung mehr als doppelt so hoch ist wie der Anteil der Frequenz. Trotz gegenteiliger Untersuchungsergebnisse (Rushmer; Rushmer und Smith, Dexter und Mitarbeiter; Shepherd und Mitarbeiter; Donald und Mitarbeiter; Assmussen und Nielsen; Henderson und Mitarbeiter; Wang und Mitarbeiter - alle nach MELLEROWICZ (33)) gilt nach wie vor, daß eine Erhöhung des Schlagvolumens wesentlich zur Steigerung des Minutenvolumens beiträgt (MELLEROWICZ (33)). Die Frequenz erreicht den Ausgangswert rascher als das Schlagvolumen, was ein wesentlicher Faktor für die Beurteilung der Kreislaufökonomie sein dürfte.

C. Im Rauchversuch brachte die V_s -Bestimmung Aufklärung über die verschiedene Reaktivität bei Rauchern und Nichtrauchern auf den Stressor Nikotin. Die Änderung der bestimmten Kreislaufgrößen zeigt die gleiche Tendenz, wie sie KLENSCH (24, 25) und ANSELMINO (1) fanden. KLENSCH (25) fand bei Rauchern fast dreimal so starke

f-Erhöhung wie bei Nichtrauchern und ließ die Frage offen, ob dies lediglich auf erhöhte Nikotinresorption (durch geübtes Manipulieren mit dem Rauch, Vergrößerung der exponierten Oberflächen, verbotswidriges Inhalieren von Teilmengen des Rauches) zurückzuführen sei, oder auf einer echten, durch regelmäßige Nikotinzufuhr veränderten Pharmakodynamik beruht. Bei den eigenen Versuchen wurde streng auf gleichmäßiges und vollständiges Inhalieren des Rauches geachtet. Der Unterschied der prozentualen Frequenzänderung beim Rauchen und im Verlauf der "Erholungsphase" ist dabei zwischen Rauchern und Nichtrauchern mit maximal 9% wesentlich geringer (Abb. 8). Damit kann die Antwort zugunsten der veränderten Pharmakodynamik ausfallen. Diese Möglichkeit stützt auch die unterschiedliche V_s -Änderung: Verkleinerung beim Raucher und Vergrößerung beim Nichtraucher, sowie die verschieden lange Beeinflussung des kardiovaskulären Systems durch eine gerauchte Zigarette.

Bei einem Verbrauch von 20 Zigaretten pro Tag belastet der Raucher sein Herz-Kreislaufsystem 20 mal mindestens 15 bis 20 Minuten lang; das bedeutet wenigstens 5 - 7 Stunden Erhöhung des Blutdrucks, der Frequenz und der Leistung des linken Ventrikels. Nach KLENSCH (25) entspricht die Herzbelastung nach dem Rauchen beim Raucher einer körperlichen Arbeit von 21 Watt, beim Nichtraucher einer solchen von 12 Watt. Die eigenen Werte betragen nach der gleichen Berechnungsmethode (Druck-Frequenz-Index für Spannungsbelastung des linken Herzens in Abhängigkeit von körperlicher Arbeit, nach Daten von REINDELL und KIRCHHOFF (42)) für Raucher 27 Watt und für Nichtraucher 18 Watt. Die Gegenüberstellung der Leistung des linken Ventrikels 5 Minuten nach Rauchbeginn und eine Minute nach Belastung, wie sie in Abb. 9 erfolgte, läßt auf eine noch höhere Herzbelastung beim Rauchen schließen.

ANSELMINO (1) beweist, daß die durch das Rauchen provozierte vermehrte Herzarbeit (Anstieg von RR, f, V_m und beim Nichtraucher auch V_s) die O_2 -Versorgung des Herzmuskels bei schon vorhandener Heeinträchtigung der Koronarreserve ungünstig beeinflußt. KLENSCH (26) veranschaulicht an Hand eines Schemas von SCHAEFER (45) wie die Bilanz O_2 -Verbrauch / O_2 -Zufuhr bei koronarer Insuffizienz in Richtung auf ein Defizit verschoben werden kann. Steigt der O_2 -Verbrauch höher als die koronare Stromstärke zu steigen vermag, so entsteht die nach SCHAEFER bezeichnete "Insuffizienzkuppe" mit zeitweiliger Unterversorgung des Herzmuskels. Da sowohl körperliche Arbeit wie auch der Stressor Nikotin Anforderungen an die Koronarreserven stellen, die sich nach Kombination praktisch quantitativ addieren (KLENSCH (26)) wird nur zu deutlich, wie leicht sich stressgefährdete (koronarin-suffiziente) Individuen eine Ischämie des Herzmuskels "errauchen" können.

VII. Zusammenfassung

1. Die ballistokardiographische Methode findet unter anderem Anwendung bei der Bestimmung des Herzschlagvolumens. Dabei kann im direkten oder indirekten (hoch-, nieder-, ultraniederfrequent) Verfahren die bei jeder Herzaktion dem Körper aufgezwungene Verlagerung, Geschwindigkeit oder Beschleunigung registriert werden.
2. Mit dem am Flugmedizinischen Institut konstruierten Ballistokardiographen wurden die in Richtung der Körperlängsachse wirkenden Kraftkomponenten der einzelnen Herzaktion registriert.
3. Die von Burkhart theoretisch-physikalisch abgeleitete Starr'sche Formel zur V_s -Bestimmung wurde zu

$$V_s = 3,76 \cdot 10^{-2} \cdot A_{JK/2} \cdot t_{IJ} \cdot E / \sqrt{RR_m} \quad (\text{ml})$$
 abgeändert. Danach liegen die bestimmten V_s nicht nur in Ruhe, sondern auch nach veränderter Kreislaufsituation (Belastung, Nikotin) im bisher bekannten Streubereich.
4. Es wurden drei Versuchsreihen durchgeführt:
 - a. Tagesrhythmus (alle 3 Stunden gemessen)
 - b. Belastung am Fahrradergometer (20 min 100 Watt bei 60 U/min)
 - c. Stress durch Nikotin (eine dreiviertel Zigarette in 6 min)
 und dabei Blutdruck und Herzfrequenz gemessen sowie die Ballistokardiogramme registriert.
5. Die Messungen erfolgten im Tagesgang an 12 Probanden im Alter von 20 - 22 Jahren (Mittel 21,1), im Belastungsversuch an 53 Probanden im Alter von 18 - 31 Jahren (Mittel 22) und im Nikotinversuch an 19 Probanden im Alter von 20 - 31 Jahren (Mittel 22,8).

6. Die Untersuchungen brachten folgende Ergebnisse:

- a. Im Tagesgang betragen die Mittelwerte über 24 Stunden für die Blutdruckamplitude = 38 mm Hg, für $RR_m = 91,5$ mm Hg, $f = 60,5$ Schl/min, $V_s = 56,8$ ml, $V_m = 3,50$ l/min, $L = 0,71$ Watt. Die untersuchten Kreislaufgrößen zeigen über 24 Stunden monokymatischen Kurvenverlauf mit einem Maximum um 18⁰⁰ Uhr (Blutdruckamplitude = + 13%, $f = + 12\%$, $V_s = + 14\%$, $V_m = + 25\%$, $L = + 24\%$) und einem Minimum um 3⁰⁰ Uhr (- 21% bzw. - 12% bzw. - 12% bzw. - 24% bzw. - 21%). Die größten Änderungen, mit Ausnahme von RR_m , sind zwischen 6⁰⁰ und 9⁰⁰ Uhr und zwischen 21⁰⁰ und 24⁰⁰ Uhr zu beobachten.
In der überwiegenden Mehrzahl verändern sich f und V_s von einer Messung zur nächstfolgenden gleichsinnig (positiv bzw. negativ).
- b. Im Belastungsversuch wurden eine Minute nach Belastung Werte gefunden, die bei der Blutdruckamplitude = 54%, bei $RR_m = 3,6\%$, $f = 21\%$, $V_s = 45\%$, $V_m = 75\%$, $L = 80\%$ über dem Ruhewert liegen und im Verlauf der Erholungsphase zuerst steil, dann immer flacher werdend dem Ruhewert zustreben (nach dem Gesetz des proportionalen Wachstums bzw. Zerfalls). Für die Leistung wurde der Abfall mit $L = L_0 \cdot (1 + 0,92 \cdot e^{-0,134 \cdot t})$ bestimmt.
Die prozentuale Erhöhung des V_s ist bei allen Messungen in der Erholungsphase mehr als doppelt so groß wie die der f .
- c. Der Nikotinstress führte bei allen 19 Probanden 5 Minuten nach Beginn des Rauchens zum Anstieg von $RR_{syst} = 13\%$, $f = 29\%$, $L = 36\%$. Das V_s sank im Mittel um 6% ab. Dabei zeigte die Gruppe der Raucher einen Abfall um 10%, während die Nichtraucher V_s um 5% steigerten.

Das V_m nahm entsprechend dem f -Anstieg um 20% zu. Die zu dreiviertel inhalierte Zigarette provozierte 5 Minuten nach Rauchbeginn die gleiche Erhöhung der Spannungsleistung des linken Ventrikels wie eine körperliche Arbeit von 27 Watt bei den Rauchern und von 18 Watt bei den Nichtraucherern. Die bestimmten Kreislaufgrößen kehren beim Raucher 15 - 20 Minuten nach dem letzten Zigarettenzug, beim Nichtraucher erst etwa 10 Minuten später zu den Ausgangswerten zurück. 20 Zigaretten/Tag verursachen also 5 - 7 Stunden Erhöhung des Blutdrucks, der Frequenz und der Leistung des linken Ventrikels.

d. Die Reaktivität des kardiovaskulären Systems auf Belastung am Fahrradergometer bzw. auf Nikotinstress zeigt tageszeitliche Unterschiede:

- die prozentuale Erhöhung von f , V_s , V_m und L ist am Nachmittag größer als am Vormittag; die Ruhewerte werden später erreicht,
- nach 18⁰⁰ Uhr sind die Veränderungen von f , V_m und L nach Nikotinstress kleiner als in der Zeit von 9⁰⁰ bis 18⁰⁰ Uhr.

VIII. Literatur

1. Anselmino A., Bosco M.
 Tabacco e cuore
 Minerva med. 58, 1298 - 308 (1967)

2. Aschoff J.
 Physiologie biologischer Rhythmen
 Ärztliche Praxis, Jahrgang XVIII,
 Nr. 41 (1966)

3. Aschoff J. und J. Aschoff
 Tagesperiodik der orthostatischen
 Kreislaufregulation
 Pflügers Arch. 306, 146 - 152 (1969)

4. Blumberger K.
 Untersuchung der Dynamik des Herzens
 beim Menschen
 Erg. inn. Med. Kinderh. 62, 424 (1942)

5. Broemser Ph. und Ranke O.F.
 Über die Messung des Schlagvolumens
 auf unblutigem Weg
 Zschr. Biol. 90, 467 - 507 (1930)

 Die physikalische Bestimmung des Schlag-
 volumens des Herzens
 Zschr. Kreislaufforsch. 25, 11 - 21 (1933)

6. Brown, H.R.Jr., V. DeLalla, Jr., M.A. Epstein and
 M.J. Hoffman
 Clinical Ballistocardiography
 The Mac Millan Co., New York 1952

7. Burkhart K.
 Zwei neukonstruierte Meßgeräte für
 ballistokardiographische Untersuchungen
 Wehrmed. 6, 102 - 104, 1968

8. Burkhardt K.

Theoretical Verification of
Isaac Starr's Formula for the
Calculation of Stroke Volume

Ballistocardiography and Cardiovascular
Performance

Proc. 13th Annual Meeting of the
Ballistocardiograph Res.Soc.,
Atlantic City, N.J. 1968;
Bibl. cardiol. 24, 57 - 62
Karger, Basel/New York 1969

9. Burkhardt K., L. Seipel und H.W. Kirchhoff

Neuere Untersuchungen über hämodyna-
mische Vorgänge in der Ballisto-
kardiographie
Zschr. Kreislaufforsch. 58, 266 - 277
(1969)

10. Dock W. and Taubman

Some techniques for recording the
ballistocardiogram directly from the
body
Am. J. Med. 7, 751 (1949)

11. Dock W., H. Mandelbaum and R. Mandelbaum

Ballistocardiography; the application
of the direct ballistocardiograph to
clinical medicine
St. Louis, Mosby Company 1953

12. Erlanger J. and D.R. Hooker

Studies in Blood Pressure
Johns Hopkins Hospital Reports
(Baltimore) 12, 145 (1904)

13. Gauer O.H.

Kreislauf des Blutes
in Landois - Rosemann: Lehrbuch der
Physiologie des Menschen
28. Auflage, 1. Band
Urban + Schwarzenberg,
München - Berlin 1960

14. Gordon J.W.

On certain molar movements of the human body produced by the circulation of the blood.

J. Anat. Physiol. 11, 533 (1877)

15. Grollmann A. und Baumann

Schlagvolumen und Zeitvolumen
Th. Steinkopff-Verlag,
Dresden/Leipzig 1935

16. Hamilton W.F., J.W. Moore, J.M. Kinsman
and R.G. Spurling

Simultaneous Determination of the
Pulmonary and Systemic Circulation Times
in Man and of the Figure related to the
Cardiac Output
Am. J. Physiol. 84, 338 (1928)

17. Hamilton W.F., P. Dow and J.W. Remington

The relationship between cardiac ejection
curve and the ballistocardiographic
forces
Am. J. Physiol. 144, 557 (1945)

18. Henderson Y.

The mass movements of the circulation
as shown by the recoil curve
Am. J. Physiol. 14, 287 (1905)

19. Kaiser F. und Maurath J.

Kreislaufdynamische 24-Stunden-Rhythmik
beim Menschen
Klin. Wschr. 27, 659 (1949)

20. Kazmeier F. und W. Schild

Die direkte Ballistokardiographie und
ihre Anwendung in der Klinik
Die Medizinische 14, 475 (1955)

21. Kazmeier F. und W. Schild

Die Altersveränderungen des Ballisto-
kardiogramms
Zschr. Alternsforsch. 8, 212 (1955)

22. Klein K.E., H. Brüner, R. Finger,
K. Schaalkhäuser und H.M. Wegmann
Tagesrhythmik und Funktionsdiagnostik
der peripheren Kreislaufregulation
Internat. Zschr. angew. Physiol. 23,
125 - 139 (1966)
23. Klein K.E., H.M. Wegmann und H. Brüner
Periodic Variations in the Functional
State of the Body at Rest
Aerospace Med 39, 512 - 518 (1968)
24. Klensch H.
Die Reaktivität des Kreislaufs bei
Gesunden und Koronarkranken nach dem
Rauchen einer Zigarette
Arch. Kreislaufforsch. 41, 1. (1963)
25. Klensch H.
Kreislaufreaktivität und Herzbelastung
beim Zigaretten-Rauchen
Arch. Kreislaufforsch. 44, 1 - 21 (1964)
26. Klensch H.
Die akute und chronische Herz- und Kreis-
laufbelastung durch Nikotin
Deutsches Ärzteblatt 11, 703 - 708 (1966)
27. Kroetz Ch.
Die Kreislaufgröße in Gesundheit und
Krankheit
Vortrag im Ärztlichen Verein Hamburg
Ref.: Klin. Wschr. 12, 564 (1933)
28. Kroetz Ch.
Ein biologischer 24-Stunden-Rhythmus des
Blutkreislaufs bei Gesundheit und bei
Herzschwäche, zugleich ein Beitrag zur
tageszeitlichen Häufung einiger akuter
Kreislaufstörungen
Münch. med. Wschr. 87, 284 u. 314 (1940)

29. Kroetz Ch.

Der 24-Stunden-Rhythmus der Kreislauf-
regulation
Verh. 2. Konf. Int.Ges. f. Biol. Rhythmus-
forschung, Utrecht 1939
Acta med. scand. (Suppl.) 108, 234 (1940)

30. Kückmeister H.

Klinische Funktionsdiagnostik
2. Auflage
Thieme Verlag Stuttgart 1958

31. Laas und Schenetten

Äußern sich psychische, physikalische
und chemische Reize im Ballistokardio-
gramm deutlicher?
Manuskript 1968

32. Liljestrand G. und E. Zander

Vergleichende Bestimmungen des Minuten-
volumens des Herzens beim Menschen
mittels der Stickoxydulmethode und durch
Blutdruckmessung
Zschr. f. exp. Med. 59, 105 (1928)

33. Mellerowicz H.

Ergometrie
Grundriß der medizinischen Leistungs-
messung für die Innere Medizin, Arbeits-
medizin, Sportmedizin, Versorgungsmedizin
und Versicherungsmedizin
Verlag von Urban + Schwarzenberg,
München-Berlin 1962

34. Menzel W.

Menschliche Tag-Nacht-Rhythmik und
Schichtarbeit
Die spontane Tagesrhythmik der Körper-
funktionen in ihrer Bedeutung für den
Nacht- und Schichtarbeiter
Benno Schwabe & Co. Verlag,
Basel/Stuttgart 1962

35. Millahn H.P.

Über Beziehungen zwischen Ruhekreislauf-
werten und körperlicher Leistungs-
fähigkeit
Internat. Zschr. angew. Physiol. 21,
179 - 189 (1965)

36. Neumann H. und K.J. Boeder

Funktionsprüfungen in der Herz-Kreislauf-
diagnostik
Verlag Walter de Gruyter & Co.,
Berlin 1959

37. Nicherson J.L. and H.J. Curtis

The design of the ballistocardiograph
Am. J. Physiol. 142, 1, 1944

38. Nitschkoff St.

Über die quantitative Analyse des nor-
malen Ballistokardiogramms
Deut. Gesundheitsw. 45, 2081 - 87 (1964)

39. Noordergraaf

siehe Starr 1967 (Nr. 49)

40. Pech H.J. und W. Porstmann

Bestimmung des Schlagvolumens des linken
Ventrikels durch Angiokardiographie
(Ein Vergleich verschiedener Berechnungs-
methoden mit dem Fick'schen Prinzip)
Zschr. Kreislaufforsch. 57, 319 (1968)

41. Peiper U.

Zur Problematik der indirekten Bestimmung
des Herzzeitvolumens
Med. Welt 12, 588 - 93 (1965)

42. Reindell H. und H.W. Kirchhoff

Über kombinierte Untersuchungen des
Kreislaufs und der Atmung
Deut. med. Wschr. 81, 1048 (1956)

43. Rein - Schneider

Physiologie des Menschen

15. Auflage

Springer Verlag Berlin - Göttingen -
Heidelberg 1964

44. Scarborough W.R. and S.A. Talbot

Proposals for ballistocardiographic
nomenclature and conventions: revised
and extended. Report of Committee on
ballistocardiographic terminology
Circulation, N.Y. 14, 435 (1956)

45. Schaefer H.

Zur Pathophysiologie der Koronar-
thrombose

Wien, Zschr. inn. Med. 39 (2),

46 - 63 (1958)

46. Schmidt W.

Anlage und statistische Auswertung von
Untersuchungen für Biologen, Mediziner,
Psychologen und Volkswirte

Verlag M. u. H. Schaper, Hannover 1961

47. Sollberger A.

Biological Rhythm Research

Amsterdam - London - New York:

Elsevier Publ. Co. 1965

48. Starr J. und E.A. Hildreth

The effect of aging and of the develop-
ment of disease on the ballistocardio-
gram. A study of 80 subjects, origi-
nally healthy, followed from 10 to
14 years.

Circulation 5, 481 (1952)

49. Starr J. and A. Noordergraaf

Ballistocardiography in cardiovascular
research

North-Holland Publishing Company -
Amsterdam 1967

50. Starr J., A.J. Rawson, H.A. Schroeder, N.R. Joseph
Studies on the estimation of cardiac output in man, and of abnormalities in cardiac function from the heart's recoil and blood's impacts; the ballistocardiogram
Am. J. Physiol. 127, 1. (1939)
51. Stewart G.N.
Researches on circulation time and on influences which affect it.
J. Physiol., Lond. 22, 159 (1897)
52. Voigt E.D., P. Engel und H. Klein
Über den Tagesgang der körperlichen Leistungsfähigkeit
Internat. Zschr. angew. Physiol., 25, 1 - 12 (1968)
53. Wezler K., A. Boger
Die Dynamik des arteriellen Systems
Erg. Physiol. 41, 292 (1939)
54. Wezler K.
Die Funktionsdiagnostik des Herzens
Fünftes Freiburger Symposium (Juni 1957)
Kleipzig; Springer Verlag Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958.

D a n k s a g u n g

Für die Überlassung des Themas möchte ich Herrn Prof. Schimert am Institut für die Prophylaxe der Kreislaufkrankheiten danken.

Die Untersuchungen zu dieser Arbeit wurden am Flugmedizinischen Institut der Luftwaffe in Fürstenfeldbruck durchgeführt, wofür ich Herrn Generalarzt Dr. Kohler danken möchte.

Zu ganz besonderem Dank fühle ich mich Herrn Prof. Kirchhoff, dem Leiter der kardiologischen Abteilung dieses Institutes, verpflichtet. Herr Prof. Kirchhoff hat es mir ermöglicht, diese Arbeit durchzuführen und mich dabei in jeder Weise und jederzeit unterstützt.

Herrn Dipl.Phys. Dr. Burkhardt möchte ich für seine bereitwillige Hilfe bei der Einführung in die mathematischen Probleme dieser Arbeit danken.

L e b e n s l a u f

Am 25. 12. 1939 wurde ich, Helmut Vogel, als erstes von zwei Kindern des Schlossers Alois Vogel und seiner Ehefrau Aloisia, geb. Fochler, in Einsiedel / Sudeten, geboren.

Von 1946 - 1951 besuchte ich die Volksschulen in Vestenbergskreuth, Kreis Höchstadt / Aisch und Geretsried / Obb. Von 1951 - 1960 besuchte ich die Oberrealschule in Bad Tölz, die ich mit dem Abitur abschloß.

Im Oktober 1960 trat ich als Soldat auf Zeit für sechs Jahre in die Bundeswehr ein. Ich wurde zum Navigationsoffizier ausgebildet und gehörte bis September 1966 dem Lufttransportgeschwader in Neubiberg an.

Zum Wintersemester 66/67 begann ich an der Ludwig-Maximilians-Universität zu München das Studium der Medizin. Nach dem Sommersemester 1967 legte ich das Vorphysikum und nach dem Wintersemester 68/69 das Physikum ab. Am 16. 6. 1972 schloß ich das Studium mit der ärztlichen Prüfung ab.

Seit 1965 bin ich verheiratet. Ich habe zwei Kinder.

